



## 저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

유방암 방사선치료용  
자동화 상체고정장치를 위한  
구동 시스템 개발

Development of an Actuation System  
for Automatic Immobilization Boards  
for Breast Cancer Radiotherapy

2018년 2월

서울대학교 융합과학기술대학원

융합과학부 방사선융합의생명전공

구 태 형

유방암 방사선치료용  
자동화 상체고정장치를 위한  
구동 시스템 개발

Development of an Actuation System  
for Automatic Immobilization Boards  
for Breast Cancer Radiotherapy

지도 교수 예 성 준

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함  
2018년 1월

서울대학교 융합과학기술대학원  
융합과학부 방사선융합의생명전공  
구 태 형

구태형의 공학석사 학위论문을 인준함  
2018년 1월

위 원 장 \_\_\_\_\_ Sungwan Kim (인)

부위원장 \_\_\_\_\_ 예 성 준 (인)

위 원 \_\_\_\_\_ 방 영 봉 (인)

## 초 록

유방암 방사선 치료는 일반적으로 1일 1회씩 6-7주에 걸쳐 총28-33회로 수행된다. 정확한 방사선 치료를 위해 매회 같은 자세로 치료를 받아야 하고, 이를 위해 상체고정장치가 사용된다. 상체고정장치에는 수동으로 조절되는 여러 개의 조절부가 있으나, 짧은 시간에 환자를 치료 자세로 세팅하기 위해서 실제로는 2-3개의 조절부만이 사용되고 있다. 환자에 따라서 초기에 설정된 치료 자세로 자동으로 고정이 가능하다면, 세팅 시간이 줄어들면서도 모든 조절부를 사용하므로 방사선치료의 정밀성을 높일 수 있게 된다.

본 연구는 현재 유방암 방사선치료에 사용되고 있는 상체고정장치를 개조하여 자동화시키는 것을 목표로, 각 조절부를 구동하기 위한 구동시스템을 개발하는 것을 주 연구내용으로 하고 있다. 이를 위해, 병원에서 가장 널리 사용되고 있는 C 사의 상체고정장치를 사용하였다. 또한 CT 촬영 시 금속 음영이 생기지 않도록 금속 부품을 배치하여 구동시스템을 설계하였다. 환부에 정확히 방사선을 조사하기 위해서 지지부들의 위치는 정확하게 설정되어야 하므로, 본 연구에서는 dual absolute encoder 측정방식을 제안하였고, 이를 구동시스템 일부에 적용하였다. 시작품 제작 및 실험을 통해 dual absolute encoder를 적용한 구동시스템으로 상체고정장치를 자동화 시키는 것이 가능함을 보였다.

**주요어 :** 상체고정장치, 자동화, 듀얼 절대 엔코더, 유방암, 방사선치료

**학 번 :** 2016-26045

# 목 차

제 1 장 서론 .....	1
제 1 절 연구 배경 .....	1
제 2 절 연구 내용 .....	5
제 2 장 구동부 절대위치 측정 시스템 .....	6
제 1 절 관련연구 및 듀얼 절대엔코더 시스템 .....	6
제 2 절 이론적 고찰 .....	8
1) 감속비가 정수일 때 최소 분해능 .....	10
2) 감속비가 정수가 아닐 때 최소 분해능 .....	11
3) 최대분해능 .....	13
제 3 절 시뮬레이션 .....	14
제 4 절 실험 및 결과 고찰 .....	16
1) 감속비가 정수일 때 실험 결과 .....	17
2) 감속비가 정수가 아닐 때 실험 결과 .....	21
제 3 장 상체고정장치 자동화를 위한 구동시스템 .....	26
제 1 절 관련연구 및 연구추진방향 .....	26
1) 관련연구 .....	26
2) 연구추진방향 .....	27
제 2 절 각 자유도의 자동화를 위한 메커니즘 설계 .....	28
1) 상박 받침대 위치 조절 메커니즘 설계 .....	29
2) 엉덩이 받침대 위치 조절 메커니즘 설계 .....	34
3) 머리 받침대 위치 조절 메커니즘 설계 .....	35
제 3 절 상박 조절부의 직교좌표 변환 .....	36
제 4 절 실험 및 결과 고찰 .....	41
1) 실험 장치 제작 .....	41
2) 듀얼 절대 엔코더 실험 및 결과고찰 .....	48
3) CT 영상 금속 음영 실험 및 결과고찰 .....	50
4) 위치 반복성 실험 및 결과고찰 .....	51
제 4 장 결론 .....	54
참고문헌 .....	56
부록 .....	59
Abstract .....	62

## 표 목차

[표 2-1] 감속비에 따른 최대공약수, 측정범위, 최대 분해능과 최소 분해능 .....	14
[표 2-2] 감속비가 303일 때 인덱스 넘버의 오차 .....	18
[표 2-3] 분해능이 303일 때 필요한 출력단 엔코더 분해능 ....	21
[표 2-4] 감속비가 151.5일 때 필요한 출력단 엔코더 분해능 ..	23
[표 2-5] 감속비가 121.2일 때 필요한 출력단 엔코더 분해능 ..	24
[표 3-1] 상박의 상하, 직선 운동부의 출력축에서 엔코더 분해능과 최소 엔코더 분해능 .....	48
[표 3-2] 무부하 상태에서 각 자유도가 갖는 위치 반복성 .....	52
[표 3-3] 부하가 인가된 상태에서 각 자유도가 갖는 위치 반복성 ..	53

## 그림 목차

[그림 1-1] 국내 여성 유방암의 연도별 발생 추이 .....	2
[그림 1-2] 유방암 방사선 치료 시 사용되는 상체고정장치 .....	3
[그림 1-3] 수동 상체고정장치의 상박받침대 위치조절기구 .....	5
[그림 2-1] 기존 시스템과 제안한 시스템의 비교 .....	8
[그림 2-2] 분해능에 따른 인덱스 넘버의 에러 크기 .....	15
[그림 2-3] 분해능에 따른 모터축의 회전수의 비교 .....	15
[그림 2-4] 듀얼 절대값 엔코더 실험 장치 .....	17
[그림 2-5] 감속비가 303일 때 좁은 범위에서 인덱스 넘버의 오차 ..	18
[그림 2-6] 감속비가 303일 때 넓은 범위에서 인덱스 넘버의 오차 ..	19
[그림 2-7] 12비트 절대값 엔코더와 계산된 12비트의 에러를 비교 ..	19
[그림 2-8] 감속비가 303일 때 12비트 절대 엔코더의 오차 보상 ...	20
[그림 2-9] 감속비가 151.5일 때 인덱스 넘버의 오차 .....	21
[그림 2-10] 감속비가 151.5일 때 인덱스넘버 에러와 계산된 회전수 .....	22
[그림 2-11] 감속비가 121.2일 때 인덱스 넘버의 오차 .....	21
[그림 2-12] 감속비가 121.2일 때 인덱스 넘버의 에러와 계산된 회전 수 .....	22
[그림 3-1] 수동식 상체고정장치 .....	26
[그림 3-2] 자동화된 상체고정장치의 받침대와 자유도 .....	28
[그림 3-3] 수동식 상박받침대 상하운동기구 .....	29
[그림 3-4] 자동화된 상박받침대 상하운동기구 .....	30
[그림 3-5] 수동식 상박받침대 직진운동기구 .....	31
[그림 3-6] 자동화된 상박받침대 직진운동기구 .....	32

[그림 3-7] 수동식 상박받침대 회전운동기구.....	32
[그림 3-8] 자동화된 상박받침대 회전운동기구 .....	33
[그림 3-9] 자동화된 상박받침대 3자유도 운동기구 .....	33
[그림 3-10] 수동식 엉덩이 받침대.....	34
[그림 3-11] 엉덩이 받침대와 엉덩이받침 구동기구 설치위치..	35
[그림 3-12] 엉덩이받침 구동기구.....	35
[그림 3-13] 머리 받침대 구동기구 .....	36
[그림 3-14] 상박 받침대 제어에 사용되는 좌표계 .....	37
[그림 3-15] 제안한 RPR 구조에서 좌표계와 파라미터 .....	38
[그림 3-16] 상박받침 직진부(좌표계2)와 상하 운동부(좌표계3) 사이의 기하학적 관계 .....	39
[그림 3-17] 상박받침 상하운동기구의 시작품.....	42
[그림 3-18] 상박받침 직진운동기구의 시작품.....	43
[그림 3-19] 상박받침 회전운동기구의 시작품.....	43
[그림 3-20] 상박받침 운동부에서 출력축 듀얼 절대 엔코더의 인 텍스 넘버 .....	45
[그림 3-21] 상박받침 운동부에서 출력축 듀얼 절대 엔코더의 기 어별 각도.....	45
[그림 3-22] 엉덩이받침 구동부 시작품.....	46
[그림 3-23] 머리받침 구동부 시작품 .....	46
[그림 3-24] 자동화된 상체고정장치의 메인 제어기.....	47
[그림 3-25] 자동화된 상체고정장치의 GUI .....	48
[그림 3-26] 상박 직선 운동부를 네 바퀴(운동부 가동 범위) 회전시켰을 때 백래쉬가 없을 경우 회전수를 결정할 수 있는 구간...	49
[그림 3-27] 자동화된 상체고정장치를 찍은 CT의 Scout View ..	51
[그림 3-28] 상박받침대 상하운동의 위치반복성 측정 .....	52
[그림 3-29] 자동화된 상체고정장치와 방사선 치료장비(선형가속기).	56
[그림 3-30] 자동화된 상체고정장치와 CT.....	56
[그림 3-31] 자동화된 상체고정장치 제어기 회로도 1.....	57
[그림 3-32] 자동화된 상체고정장치 제어기 회로도 2.....	57

# 제 1 장 서 론

## 제 1 절 연구 배경

최근 사회적으로 로봇기술의 발전이 주목받고 있다. 특히 기존에 관련이 적은 것으로 여겨졌던 분야에도 로봇기술이 접목되고 있다. 그 중 하나가 의료기기 산업이다. 사람의 안전을 다루는 의료환경의 특성 덕분에 상대적으로 비싸게 판매되는 의료기구들도 수요가 충분하다. 이에 따라 의료로봇에 대한 학계의 연구와 더불어 기업의 상용화 개발도 늘어나는 추세이다.

의료기기의 자동화 혹은 로봇화에 대한 필요성으로 인해 의사와 공학자들 사이의 왕래가 잦아지고 있으며 이를 위한 새로운 공간과 자리가 생겨나고 있다. 이를 통해 의료기기의 단순한 자동화 개발부터 크기는 사람의 수술까지 도와주는 수술로봇까지 개발되고 있다.

의료기기들 중에 방사선을 이용한 의료기기의 자동화에 대한 관심도 증가하고 있다. 방사선은 투과하는 성질을 이용하여 CT와 같은 진단장비로 사용되기도 하고 많은 양의 방사선은 종양을 제거할 수도 있어 치료장비로 사용되기도 하는 등 방사선을 이용한 의료장비가 널리 사용되고 있다. 그러나 신체가 필요 이상의 방사선에 노출되어 피폭이 되면 종양이 발생하는 등의 부작용이 나타날 가능성이 있다. 신체에 필요한 최소한의 방사선을 이용하기 위해 기존 방사선 의료장비에 자동화 기술을 접목시켜 더 효과적인 치료나 검사를 할 수 있다.

유방암은 184개 국가 중 140개 국가에서 가장 흔한 여성암이며, 세계 전체 여성암의 25.2%를 차지하여 여성암 중 최다 발생률을 보인다. 우리나라 유방암 환자수는 2012년 16,615명으로 지난해 10여



년 간 무려 3배 이상 증가하였다 (그림 1-1). 유방암 발생 증가 원인을 확실히 규명하기는 어려우나 그 요인은 고지방 고칼로리로 대변되는 서구화된 식생활과 그로 인한 비만, 늦은 결혼과 출산을 저하, 수유 감소, 빠른 초경과 늦은 폐경 등으로 에스트로겐에 노출되는 총 기간 증가 등으로 지적되고 있다 [1].

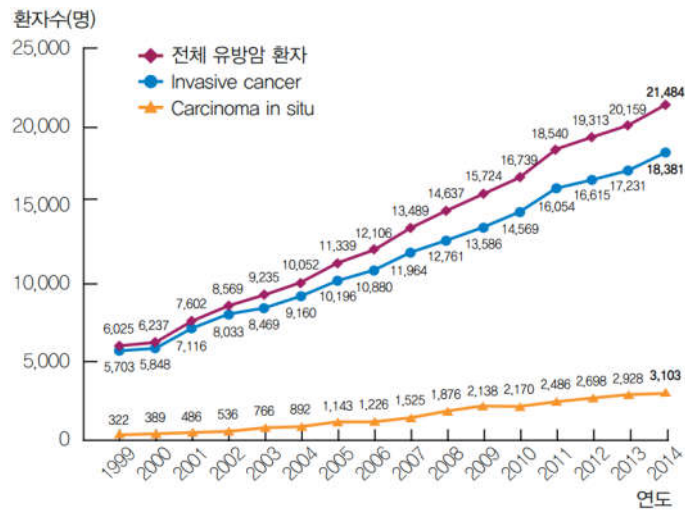


그림 1-1. 국내 여성 유방암의 연도별 발생 추이 [1]

유방암 수술 후 재발을 방지하기 위해 방사선 치료를 받는다. 방사선을 이용하여 종양을 치료하는 것으로 수술 후에 남아 있을지 모르는 미세의 암세포를 제거하기 위함이다[2]. 방사선치료는 보통 주 5회 시행하며 치료기간은 5-7주 정도로 지속적인 치료를 시행한다.

방사선 치료 시 유방에만 방사선이 조사되어야 하기 때문에 비스듬한 방향(45°, 315° 등)을 사용하며, 이 때 팔에 방사선이 조사되지 않도록 상체고정장치를 사용하여 팔을 머리 위로 고정시킨다. (그림 1-2).



그림 1-2. 유방암 방사선 치료 시 사용되는 상체고정장치 [3]

매 치료시마다 CT를 촬영하고 방사선 치료 계획을 세우는 것은 환자를 피폭시키고 추가적인 비용이 소모된다. 따라서 보통 28-33회에 걸쳐 이루어지는 분할 방사선치료 동안 처음에 설정된 자세를 그대로 유지하여야 한다. 효과적인 치료를 위해서는 매 치료 시 처음에 설정된 자세를 그대로 유지하는 것이 매우 중요하다. 그러나 병원에서는 다수의 환자를 제한된 시간에 치료를 하기 위해 상체고정장치의 머리받침대 위치와 등받이 각도 등 일부 자유도만 사용하여 환자의 자세를 고정시킴으로써 자세 재현성이 떨어질 수 있다. 또 다른 문제로 환자가 누워있는 상태에서 상체고정장치의 받침대 위치를 조절할 수 있으면 좋으나 환자의 무게 때문에 방사선사가 많은 힘을 써야 하고 그렇지 않을 경우에는 받침대의 위치를 조절할 때마다 환자는 일어나고 누워야 하는 불편함을 감수해야 한다.

이러한 문제점들은 수동 상체고정장치를 자동화함으로써 해결될 수 있다. 수동 상체고정장치를 자동화하는 연구는 진행된 바 있으나 [4],

등반이 각도와 엉덩이 받침대 위치를 제외한 자유도를 자동화하지는 않았고, 엉덩이 받침대 구동부는 본 연구에서 새롭게 개발되었다. 남은 자유도 중에서 상박 받침대는 상박 아래의 좁은 공간에서 받침대의 xyz 3자유도 위치를 조정할 수 있어야 하는데, 일반적인 xyz 직동 테이블은 크기가 매우 커서 (특히 높이가 높음) 상박 아래의 좁은 공간에 사용될 수 없다. 수동장치의 경우 그림 1-3과 같은 회전-직진-회전링크 구조로 콤팩트하게 제작되어 있어서, 작은 크기의 기구로 필요한 범위의 세 방향 움직임을 구현하고 있다. 본 논문에서는 수동식 상박받침의 회전-직진-회전링크 구조를 그대로 이용하고 이를 전동화 하는 방법으로 연구를 진행한다.

본 연구를 포함하여 자동화 시스템을 구현함에 있어서 많은 경우 어려운 점의 하나는 가동부의 절대위치를 측정하는 것이다. 최종단 가동부에 절대위치를 측정할 수 있는 센서를 장착하면 되나, 기구 구조상 이것이 용이하지 않은 경우가 많다. 다회전 절대값 엔코더(multi-turn absolute encoder)를 사용하는 것도 유용한 방법이나 전원이 차단된 상태에서 외력 등에 의해 가동부가 움직여지면 절대위치를 잃어버리는 문제가 발생한다. 본 논문에서는 자동화 시스템의 가동부 절대위치를 측정하기 위해 모터 회전축과 감속기 출력단에 절대값 엔코더를 각각 장착하여 두 엔코더의 신호를 조합하여 최종 출력단 위치를 측정하는 방법을 제안하였고, 시뮬레이션과 실험을 통해 이를 입증하였다. 두 개의 절대값 엔코더를 이용하여 출력단 위치를 측정하는 이러한 방법은 다양한 자동화 시스템에 적용될 수 있고, 본 논문에서는 이를 상체고정장치에 적용하려고 시도하였다.



그림 1-3. 수동 상체고정장치의 상박받침대 위치조절기구

## 제 2 절 연구 내용

본 논문은 다음과 같은 내용으로 구성되어 있다. 첫째로 출력단인 한 바퀴 이상을 회전해도 또한 전원차단 이력과 상관없이 상시 출력단 절대위치를 측정할 수 있는 듀얼 절대값 엔코더 시스템을 제안하고 시뮬레이션과 실험을 통해 이의 유용성을 입증한다. 이러한 듀얼 엔코더 시스템을 상체고정장치 일부 자유도에 적용 시도하며, 문제점 및 이의 해결방법을 제시한다. 둘째로 상체고정장치가 갖는 9개의 자유도를 자동화 하기 위한 구동시스템을 설계하고 시작품을 제작한다. 셋째로 CT 영상 금속 음영 실험 및 위치반복성 측정 실험을 통해 제작된 시작품이 자동화된 상체고정장치로서 사용할 수 있는 기본성능을 갖고 있음을 보인다. 넷째로 방사선사가 직관적이고 편리하게 자동화된 상체고정장치 시스템을 제어할 수 있도록 상박받침대의 지지단을 graphic user interface(GUI)를 통해 직교 좌표계에서 조절할 수 있도록 하고 해당 GUI에서 환자 정보를 관리하며 자동으로 자세를 복귀할 수 있게 한다.

## 제 2 장 구동부 절대위치 측정 시스템

### 제 1 절 관련연구 및 제안하는 듀얼 절대엔코더 시스템

자동화 시스템에서 구동부의 절대위치 측정을 위해 일반적으로 다음 네 가지 방법이 사용된다.

첫 번째 방법은 출력단 기준위치를 측정하기 위한 home position sensor를 부착하고 기준위치에 대한 상대 위치를 모터축의 증분형 엔코더(incremental encoder)로 측정하는 방법이다. 이 방법은 가장 간단하다는 장점이 있지만 작동 전 또는 제어기 전원이 차단된 후 반드시 초기위치로 이동해야 하는 단점이 있다. 이러한 문제는 다관절 로봇과 같이 제어되는 자유도가 늘어날 수록 부각된다. 초창기 로봇의 경우 모든 관절들이 로봇이 동작을 시작할 때 마다 초기위치로 이동했지만 [5,6], 로봇 관절의 수가 늘어나면서 동작을 시작할 때마다 초기위치로 이동하는 것은 어려워졌다.

두 번째로, 출력축에 절대위치 센서를 부착하여 절대위치를 측정하는 방법으로, 높은 정밀도가 요구되지 않는 이송시스템이나 저가의 액추에이터 모듈 등에 적용된다 [7-10]. 위치센서가 출력축에 설치되어 있기 때문에 출력축 위치정밀도와 분해능은 설치되어 있는 위치센서의 성능에 의존한다. 따라서 높은 제어성능을 얻기 위해서는 크기가 크고 고가인 절대값 엔코더를 설치해야 한다. 절대값 엔코더의 크기를 유지하며 분해능과 정확도를 향상시키는 연구가 있었다. [11-14].

세 번째로 모터축에 다회전 절대값 엔코더를 설치하는 방법이 있다. 이 방법은 모터축에 엔코더가 장착되어있고 한 바퀴 이상의 절대

위치를 측정할 수 있기 때문에 위의 두 방법의 단점을 보완한다 [15-19]. 그러나 다회전 엔코더는 전원이 꺼진 상태에서 외력에 의해 출력축의 위치가 바뀌면 절대위치를 잃어버린다. 산업용 로봇의 경우 지속적으로 전원이 공급이 되고 모터축에 브레이크도 장착되어 있으므로 절대위치를 잃어버리는 문제가 거의 발생하지 않는다. 이와는 달리, 상체고정장치를 포함한 소형 다자유도 시스템에서는 항상 전원이 공급되지도 않고, 공간제약으로 인해 각 모터축에 브레이크를 설치할 수도 없다.

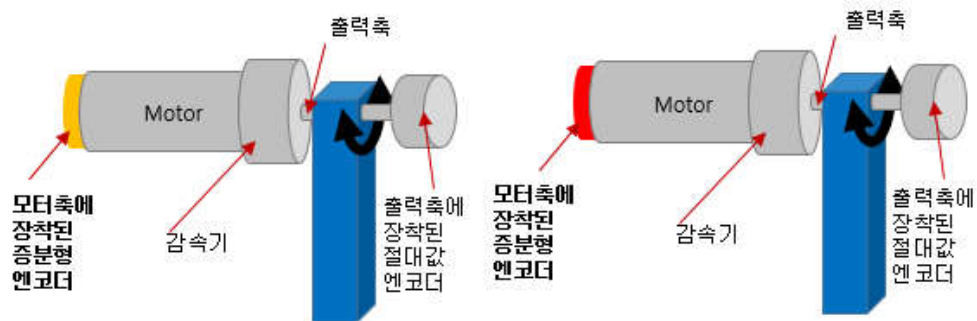
네 번째 방법은 듀얼 엔코더 시스템이다. 전통적인 듀얼 엔코더 시스템은 모터축에 증분형 엔코더가 설치되고 출력축에 절대값 엔코더가 설치된 형태로 구성되어, 증분형 엔코더로 위치제어가 행해지고 출력축에 장착된 절대값 엔코더로 절대위치를 파악한다 [20-25]. 출력단에만 위치센서가 장착된 두 번째 방법과는 달리, 모터축에 설치된 증분형 엔코더의 신호를 미분하여 모터축 회전속도를 얻을 수 있으므로 위치제어강성을 높일 수 있고, 모터축과 출력축 사이의 감속비를 이용하여 출력단 분해능을 증가시킬 수 있다. 그러나 출력단의 정확도(accuracy)는 여전히 출력단에 설치되어 있는 절대값 엔코더 성능만으로 결정된다.

본 논문에서 제안하는 방법은 ‘출력단 절대값 엔코더 + 모터축 증분형 엔코더’ 시스템과는 달리, 출력단뿐 아니라 모터축에도 절대값 엔코더를 장착하고 (그림 2-1), 두 엔코더 신호를 조합하여 출력단 엔코더가 갖는 정확도와 정밀도 이상의 측정성능을 갖게 한다 (향후 듀얼 절대값 엔코더 (dual absolute encoder) 방식으로 칭한다). 즉, 출력단에 장착된 엔코더는 모터축 회전수를 측정하는 목적으로 사용되고, 모터축에 장착된 엔코더의 누적된 위치와 감속비로부터 출력단 위치를

산출하게 된다. (절대값 엔코더 2개를 이용하여 출력단 위치를 측정하는 또 다른 방법이 수행되었으나 [26,27], 이들 연구에서는 같은 출력단에 2개의 절대값 엔코더가 장착되어 있으므로, 구분을 위하여 출력축 듀얼 절대값 엔코더라고 칭한다.)

2장에서는 모터축에 장착된 절대값 엔코더 신호, 출력단에 장착된 절대값 엔코더 신호, 그리고 모터와 출력단을 연결하는 감속기의 감속비로부터 출력단 위치를 높은 정확도와 분해능으로 측정하는 방법을 제안한다. 출력단에 장착할 엔코더의 필요한 최소분해능을 감속비, 엔코더의 양자화 에러 등으로부터 산출한다.

제안하는 방식은 ‘출력단 절대값 엔코더 + 모터축 증분형 엔코더’의 기존 방식에서 모터축 엔코더를 절대값 엔코더로 바꾸는 것에 의해 출력단 위치 정확도와 분해능이 높일 수 있으므로, 기존 시스템에 적용하기도 용이하다 (최근 소형 모터에도 절대값 엔코더가 장착되기 시작하였고, 가격도 매우 낮다). 또한 출력단이 1회전 이상 회전할 때도 적용이 가능하므로, 다양한 동력 전달계에 적용할 수 있다.



(a) 기존 시스템

(b) 제안한 시스템

그림 2-1. 기존 시스템과 제안한 시스템의 비교

## 제 2 절 이론적 고찰

2절에서는 모터축에 장착된 절대값 엔코더 신호, 출력단에 장착된 절대값 엔코더 신호, 그리고 모터축과 출력단을 연결하는 감속기의 감속비로부터 출력단의 위치를 측정하는 원리와 출력축에 부착되는 절대값 엔코더에서 필요로 하는 최소 분해능에 대하여 다룬다. 또한 감속비, 출력단 엔코더 분해능, 출력축 측정범위 사이의 관계를 고찰하였다.

이상적으로 출력축에 절대값 엔코더, 모터축에 절대값 엔코더가 장착되어 있을 때, 출력축의 각도는 두 엔코더 측정값으로부터 다음과 구할 수 있다.

*if (Resolution of  $AE_O$ ) > (RR × Resolution of  $AE_M$ )*

$$Rot_M = \left\lfloor \frac{AE_O \times RR}{360} \right\rfloor \quad (2-1)$$

$$\theta_M = RR \times AE_O \quad (2-2)$$

$$\theta_O = AE_O \quad (2-3)$$

*if (Resolution of  $AE_O$ ) < (RR × Resolution of  $AE_M$ )*

$$Rot_M = \left\lfloor \frac{AE_O \times RR}{360} \right\rfloor \quad (2-4)$$

$$\theta_M = AE_M + Rot_M \times 360 \quad (2-5)$$

$$\theta_O = \frac{\theta_M}{RR} = \frac{AE_M + Rot_M \times 360}{RR} \quad (2-6)$$

여기서 아래첨자 M과 O는 각각 모터축과 출력축을 의미한다.  $\theta$ 는 회전각을 의미하며 AE는 각 축에 달린 절대값 엔코더의 측정값을



뜻한다. 그리고 RR은 출력축과 모터축 사이의 감속비를 의미한다. Rot는 회전수를 의미하며  $[x]$ 는  $x$ 보다 작거나 같은 정수를 반환하는 내림을 뜻한다. 각도에 대한 분해능은 다음과 같이 계산된다.

$$\text{resolution} = \frac{360}{2^{\text{bit}}} \quad (2-7)$$

대부분의 경우 감속비는 상당히 크므로, 필요이상으로 높은 분해능의 절대값 엔코더를 사용하는 것은 비용 측면에서 효율적이지 못하다. 식 (2-5)와 식 (2-6)에서 두 축의 위치 분해능은 모터축에 장착된 절대값 엔코더 분해능으로 결정된다. 감속비는 기계적 사양에 의해 결정되므로, 전체 시스템에서 측정 분해능을 높이기 위해서는 모터축의 분해능을 높이는 것이 합리적이다. 출력축에 장착된 절대값 엔코더는 오직 모터축이 몇 바퀴 회전하였는지에 대한 정보만 알려준다. 결과적으로 모터축의 회전수를 알기 위해서 필요한 분해능보다 출력축 엔코더의 분해능이 높으면 그 엔코더는 과대한 분해능을 갖고 있는 것이다.

## 1) 감속비가 정수일 때 최소분해능

에러를 포함하는 절대값 엔코더 두 개의 측정값을 사용하여 출력단의 위치를 결정하도록 인덱스 넘버를 도입한다 [26].

$$\text{Index Number} = \frac{RR \times AE_O - AE_M}{360} \quad (2-8)$$

식 (2-8)는 감속비가 정수일 때 인덱스 넘버이다. 이론상으로 인덱스 넘버는 항상 0부터  $RR-1$  사이의 정수여야 한다. 일반적으로 엔코더 측정값은 에러를 가지며 인덱스 넘버는 정수가 아니다. 그러나

인덱스 넘버에서 에러가  $\pm 0.5$  이내라면 실제 인덱스 넘버는 반올림 연산으로 계산할 수 있다. 따라서 식 (2-8)는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$(\text{Index Number} - 0.5) < \frac{RR \times (AE_O + error_O) - AE_M}{360} < (\text{Index Number} + 0.5) \quad (2-9)$$

$AE_M$  이 이상적으로 정확하다고 가정하면 그 엔코더 값은 감속비 덕분에  $AE_O$  보다 더 정확하다. 에러는 절대값 엔코더의 분해능으로 표현될 수 있다. 이런 것들로부터 식 (2-7)를 이용해 식 (2-9)를 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$error_O = Error_{Res} \times resolution_O \quad (2-10)$$

$$\left| \frac{RR \times (Error_{Res} \times resolution_O)}{360} \right| < 0.5 \quad (2-11)$$

$$|resolution_O| < \frac{180}{Error_{Res} \times RR} \quad (2-12)$$

$$bit_O > 3.32 \log(2Error_{Res} \times RR) \quad (2-13)$$

식 (2-13)에서 출력축에 장착할 절대값 엔코더의 적절한 분해능은 에러의 크기인  $Error_{res}$ 로부터 결정된다. 예를 들어 에러가  $\pm 1$  비트라면 에러의 크기는 2이다. 감속비가 303이라면  $AE_O$  의 분해능은 10.24비트가 된다. 따라서 11비트와 같거나 더 큰 분해능을 가진 절대값 엔코더를 출력축에 설치하면 출력축의 위치를 모터축에 설치된 엔코더 신호를 이용하여 더 정확하게 측정할 수 있다.

## 2) 감속비가 정수가 아닐 때 최소분해능

기계 시스템의 감속비는 항상 정수가 아니며 때때로 실수가 된다. 만약 감속비가 실수라면 식 (2-8)에서 계산되는 인덱스 넘버는 정수가

아니게 된다. 이 경우 해당 식을 감속비와 1의 최대공약수(GCF, the greatest common factor)로 나눈다. 식 (2-4)와 식 (2-8)를 변형하여 다음 식이 얻어진다.

$$\text{Index Number} = \frac{RR \times AE_O - AE_M}{360} \times \frac{1}{GCF} \quad (2-14)$$

$$Rot_o = \left( \frac{1}{GCF} - (\text{Index Number}) \bmod \left( \frac{1}{GCF} \right) \right) \bmod \left( \frac{1}{GCF} \right) \quad (2-15)$$

$$Rot_M = RR \times Rot_o + \frac{\text{Index Number}}{\left( \frac{1}{GCF} \right)} \quad (2-16)$$

$$\text{Measuring range of } Rot_o = \frac{360}{GCF} \text{ (deg)} \quad (2-17)$$

이 식에서 mod는 나머지 연산을 뜻한다. 식 (2-14)에서 인덱스 넘버의 범위는  $-(1/GCF-1)$  부터  $(RR/GCF-1)$ 까지이고 출력축의 측정범위는  $360/GCF$ (도)까지 확장된다. 출력축과 모터축의 회전수는 인덱스 넘버로 결정된다.

식 (2-9)와 식 (2-13)은 식(2-14)을 이용해 변형될 수 있다.

$$\begin{aligned} (\text{Index Number} - 0.5) &< \frac{RR \times (AE_O + error_o) - AE_M}{360} \times \frac{1}{GCF} \\ &< (\text{Index Number} + 0.5) \end{aligned} \quad (2-18)$$

$$\left| \frac{RR \times (Error_{Res} \times resolution_o)}{360} \right| < 0.5 \times GCF \quad (2-19)$$

$$bit_o > 3.32 \log \left( \frac{2Error_{Res} \times RR}{GCF} \right) \quad (2-20)$$

식 (2-17)과 식 (2-20)을 보면 GCF가 감소함에 따라 출력축의 측정범위와 요구하는 분해능이 둘 다 커진다. 예를 들어 기어비가

121.2이면 121.2와 1사이의 최대공약수는 0.2이다. 그리고 출력축의 측정가능범위는 0°부터 1800°까지이고 이는 5바퀴를 의미한다. 모터축이 한 바퀴 회전할 때 마다 계산되는 인덱스 넘버는 출력축이 첫번째 바퀴일 때, 0부터 605까지 5(=1/GCF)단위로 증가한다. 출력축이 두번째 바퀴일 경우 -1부터 604까지 5단위로 증가한다. 이것은 출력축이 5번째 바퀴일 때 인덱스 넘버가 605가 되는 순간까지 반복된다. 만약 에러가  $\pm 1$  비트라고 한다면  $AE_0$ 의 요구되는 분해능은 11.24 비트이고 따라서 12 비트 혹은 그 이상의 분해능을 가지는 절대값 엔코더가 출력단에 설치되어야 축의 위치를 정확하게 측정할 수 있다.

### 3) 최대 분해능

이론적으로 볼 때 출력단에 장착된 절대값 엔코더 분해능이 식 (2-1) - (2-3)의 값보다 크다면 이는 필요 이상으로 높은 분해능의 엔코더를 사용한 것이다. 출력단에서 얻을 수 있는 최대 분해능은 식 (2-22)에서처럼 모터축에 장착된 절대값 엔코더의 분해능과 감속비의 곱이 된다.

$$\frac{360}{2^{bit_O}} \times Error_{res} \geq \frac{360}{2^{bit_M}} \times \frac{1}{RR} \quad (2-21)$$

$$bit_O \leq bit_M + 3.32 \log(RR \cdot Error_{Res}) \quad (2-22)$$

모터축에 장착된 절대값 엔코더 분해능은 보통 모터 제조사에 의해 결정되며 소형 모터에 장착된 것은 주로 12 bit/rev이다 [28,29]. 이것으로부터 출력단의 분해능 범위는 다음과 같이 주어진다.

$$3.32 \log\left(\frac{2Error_{Res} \times RR}{GCF}\right) < bit_O \leq 12 + 3.32 \log(RR \cdot Error_{Res}) \quad (2-23)$$

식 (2-23)을 통해 최소분해능과 최대분해능이 감속비와  $Error_{res}$ 의 함수라는 것을 알 수 있다.

### 제 3 절 시뮬레이션

2절에서 설명된 이론을 검증하기 위해 시뮬레이션을 수행하였다. 이 시뮬레이션에서는 오직 양자화 오차(quantization errors)만 고려하였다. 양자화 오차의 분해능은  $\pm 0.5$ 이며 에러의 크기 ( $Error_{res}$ )는 1이다. 모터축에 장착된 절대값 엔코더의 분해능은 모터 제조사에서 결정하며 [28,29], 본 연구에서 사용된 것은 12 bit/rev이다. 출력단에 장착된 엔코더에서 요구되는 분해능은 다음과 같다.

$$3.32 \log \left( \frac{2RR}{GCF} \right) < bit_o \leq 12 + 3.32 \log(RR) \quad (2-24)$$

표 2-1은 감속기의 감속비가 303, 151.5, 121.2일 때 (실험장치의 감속비 값) 출력단 절대값 엔코더의 분해능, 측정가능범위, 최대공약수를 보여준다.

표 2-1. 감속비에 따른 최대공약수, 측정범위, 최대 분해능과 최소 분해능

감속비	303	151.5	121.2
최대공약수	1	0.5	0.2
출력축 측정범위(도)	0 ~ 360 (1 rev.)	0 ~ 720 (2 rev.)	0 ~ 1800 (5 rev.)
출력축 엔코더 최소 분해능(비트)	9.24	9.24	10.24
출력축 엔코더 최대 분해능(비트)	20.24	19.24	18.92

모터축이  $10^\circ$  도씩 500바퀴 (  $180,000^\circ$  ) 회전하는 동안 양자화 에러만을 갖는 두 개의 절대 엔코더 값으로 시뮬레이션을 하였다. 감속비 121.2일 때 출력단에 장착되는 절대값 엔코더의 분해능을 9비트부터 13비트까지 변화시켰다.

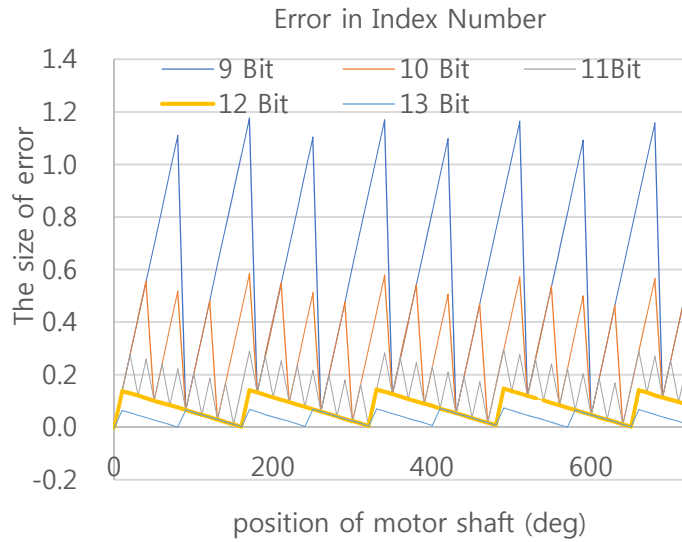


그림 2-2. 분해능에 따른 인덱스 넘버의 에러 크기

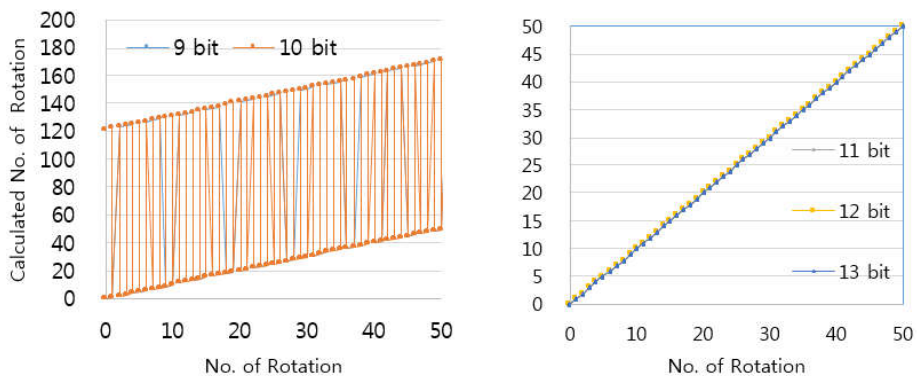


그림 2-3. 분해능에 따른 모터축의 회전수의 비교

그림 2-2에서 인덱스 넘버의 에러 크기를 볼 수 있다. 절대값 엔코더의 분해능이 증가하면서 에러는 감소한다. 에러의 크기는 11비트 분해능에서 0.5보다 작아진다. 9비트 분해능에서 에러의 크기는 0.5보다 커지고 계산된 회전수는 실제 값과 일치하지 않는다 (그림 2-3).

그림 2-2에서 10비트 절대값 엔코더의 인덱스 넘버 에러의 크기가 0.5보다 커서 (0-0.59) 만족스럽지 않다. 그러나 에러를 시프트 시키면 에러의 범위를 -0.3부터 0.29까지 바꿀 수 있고 이 경우 식 (2-9)를 만족한다. 즉 두 개의 절대값 엔코더의 양자화 에러를 조정하면 제안한 분해능보다 1비트 낮은 분해능을 가진 절대값 엔코더를 사용할 수 있다.

## 제 4 절 실험 및 결과 고찰

에러의 크기( =  $Error_{res}$  )를 결정하면 출력단에 장착할 절대값 엔코더의 적절한 분해능을 결정할 수 있다. 그러나 실제로는 더 많은 에러의 요인들이 있어서 에러의 크기를 결정하기 어렵다는 문제가 있다. 실험들을 수행하여 에러의 크기를 결정하고 제안한 이론과 시뮬레이션 결과를 검증한다. 이를 위해 제작한 실험장치를 그림 2-4에 나타낸다. 실험장치는 모터축에 12비트 절대값 엔코더(ENX16 EASY Absolute SSI, Maxon)가 달린 모터(DCX35L GB KL 24V, Maxon)와 출력축에 12비트 절대 엔코더(8.2450.1212.G121, Kuebler), 19비트 절대값 엔코더(AD35 0019EF.ORBEB, Hengstler)로 구성되어 있다. 9비트, 10비트, 11비트처럼 다른 분해능을 가진 절대값 엔코더의 값은 19비트 엔코더로 읽은 값에서 계산된다. 감속기로 하모닉 감속기와 타이밍 폴리/벨트를 사용했다. 최종감속비는 각 감속비의 곱으로 계산되므로, 타이밍 폴리/벨트의 감속비를 변경하여 최종감속비를 변경하였다.



그림 2-4. 듀얼 절대값 엔코더 실험 장치

표 2-1에서 주어진 각각의 감속비로 두 번의 실험을 행하였다.

실험1: 모터축이 1도 간격으로 0 - 1120도까지 회전 (좁은 범위)

실험2: 출력축이 1도 간격으로 0 - 1260도까지 회전 (넓은 범위)

실험1에서 모터축은 3.1 바퀴 회전하고 출력축은  $1120/RR^\circ$  회전한다. 각각의 엔코더에서 1121번의 측정을 하였다. 실험2에서는 모터축이  $3.6 \times RR$  바퀴를 회전하고 출력축은 3.5 바퀴를 회전하였으며, 각각의 엔코더에서 1261번의 측정을 하였다.

## 1) 감속비가 정수일 때 실험결과

표 2-2에 기어비가 303일 때의 실험조건과 결과를 나타낸다.



표 2-2. 감속비가 303일 때 인덱스 넘버의 오차

절대값 엔코더	인덱스 넘버에서 에러	
	실험 1	실험 2
AE 1 (12비트)	성공 (-0.02 ~ 0.11)	실패 (-0.64 ~ 0.12)
AE 2 (19비트)	성공 (0 ~ 0.01)	성공 (0 ~ 0.01)
AE 2-1 (계산된 10비트)	성공 (-0.04 ~ 0.27)	성공 (-0.22 ~ 0.09)
AE 2-2 (계산된 9비트)	실패 (-0.04 ~ 0.56)	성공 (-0.22 ~ 0.38)

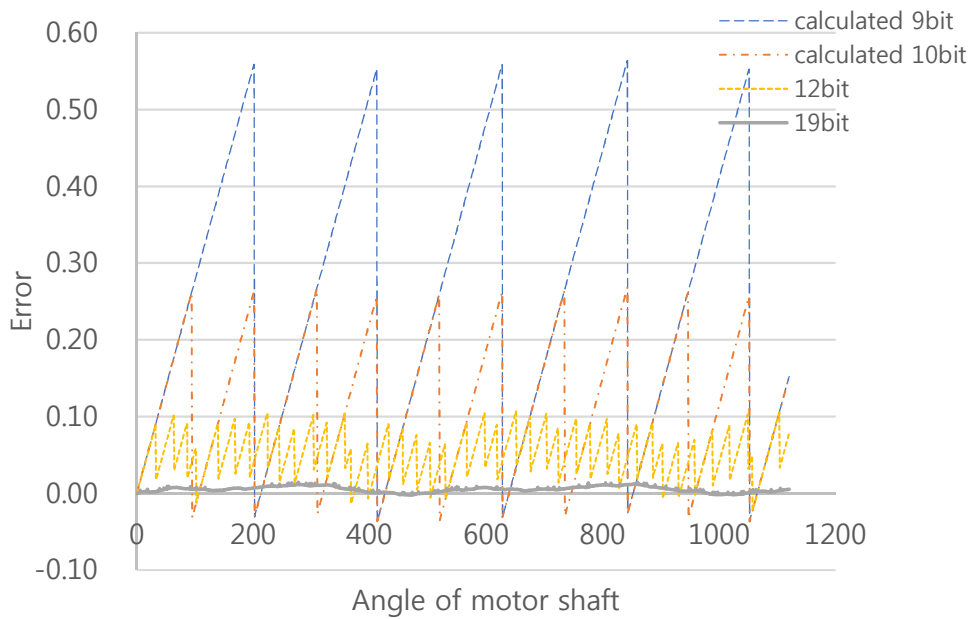


그림 2-5. 감속비가 303일 때 좁은 범위에서 인덱스 넘버의 오차

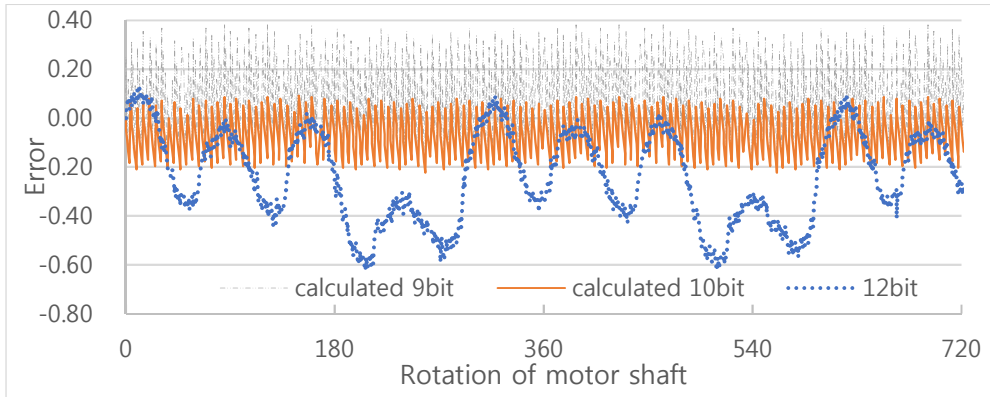


그림 2-6. 감속비가 303일 때 넓은 범위에서 인덱스 넘버의 오차

계산된 9비트 분해능의 절대값 엔코더의 경우 (표 2-2에서 AE2-2) 에러의 최대값이 0.5를 넘기 때문에 출력단의 위치를 측정할 수 없다 (그림 2-5). 그러나 그림 (2-6)처럼 에러를 아래로 시프트 시켜서 최대 에러와 최소 에러가  $\pm 0.5$  이내로 들어간다면 모든 축의 위치를 제안한 분해능보다 1비트 낮은 분해능으로 측정할 수 있다.

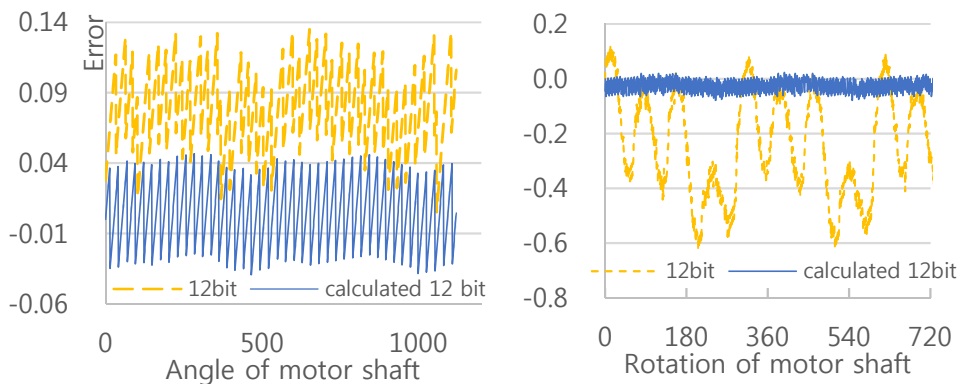


그림 2-7. 12비트 절대값 엔코더와 계산된 12 비트의 에러를 비교

12비트 분해능을 가지는 절대값 엔코더를 고려하면 (표 2-2에서 AE1) 12비트 절대값 엔코더의 측정값과 계산된 12비트 값의 에러

크기를 그림 2-7에서처럼 넓은 범위와 좁은 범위에 대해 비교할 수 있다. 그러나 넓은 범위에서 12비트 절대값 엔코더의 에러는 계산된 12비트 에러보다 훨씬 더 크다. 에러의 주기는 모터축이 303바퀴 회전할 때이고 따라서 이 에러는 감속기로부터 발생함을 알 수 있고 측정값을 이용하여 보상할 수 있다. 그림 2-8에서 보상 전후 에러를 비교해보자. 보상 후의 최대 최소 에러는 각각 0.07과 -0.07이다 (초기에 발생하는 갑작스러운 에러는 무시). 보상 후의 에러의 크기는 보상 전에 12비트 절대값 엔코더 에러의 1/4이다. 시뮬레이션에서 12비트 엔코더의 에러 크기와 비교하면 (0-0.07) 그 크기는 두 배가 되었다.

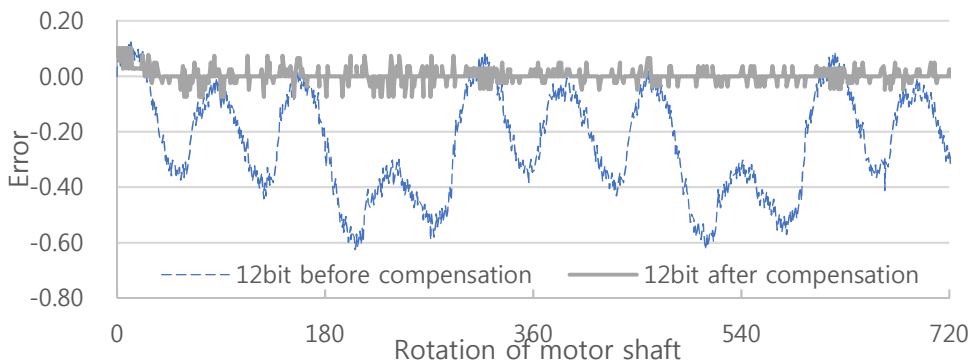


그림 2-8. 감속비가 303일 때 12비트 절대값 엔코더의 오차 보상

표 2-3에서 시뮬레이션과 실험결과를 비교하였다. 이 결과로부터 실험장치 감속기에서 발생하는 에러가 2비트이고 엔코더에서 발생하는 에러가 시뮬레이션 결과보다 1비트 큰 2비트라는 것을 알 수 있다

표 2-3. 감속비가 303일 때 필요한 출력단 엔코더 분해능

감속비	출력단 절대값 엔코더의 필요한 최소 분해능 (비트)		
	시뮬레이션 (양자화 에러만 있을 때)	실험 (에러 보상을 안 했을 때)	실험 (에러 보상을 했을 때)
303	10	13	11

## 2) 감속비가 정수가 아닐 때 실험결과

감속비가 151.5일 때 실험을 수행하였다. 이 경우 최대공약수가 0.5이고 출력축의 측정가능범위는 2바퀴이다. 그림 2-9에 실험1의 결과를 나타낸다. 시뮬레이션 결과에서 예상했던 것처럼, 10비트 분해능이면 충분하다. 9비트 분해능의 최소 에러는  $-0.5$ 보다 작고 따라서 정확한 각도를 측정할 수 없다. 그러나 에러가 위로 시프트 되면 모든 에러가  $\pm 0.5$  이내에 있게 되어 9비트 절대 엔코더로 위치를 측정할 수 있다.

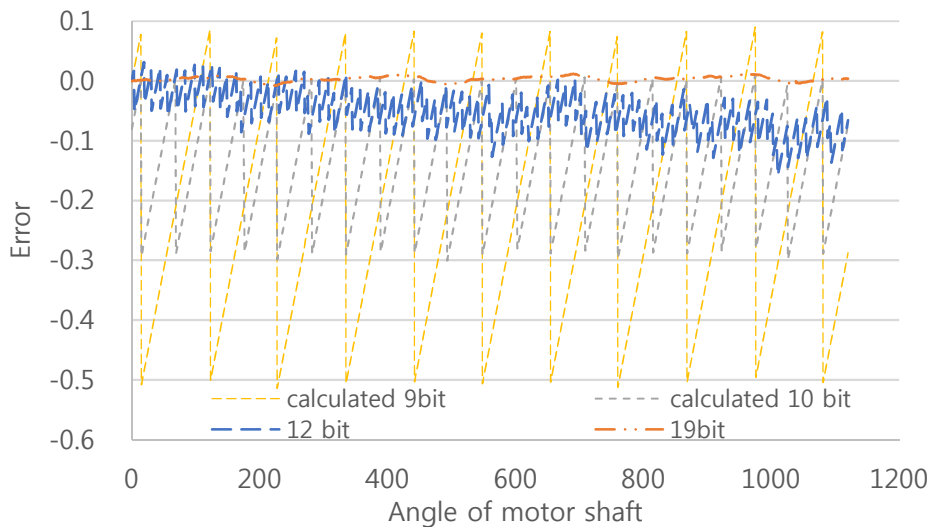
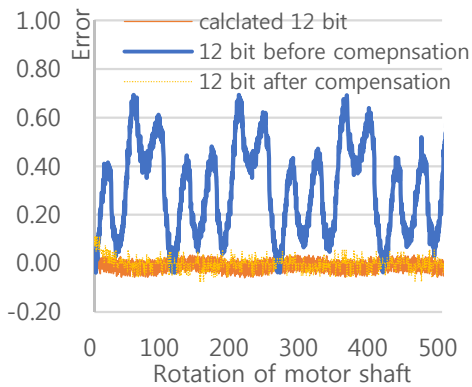
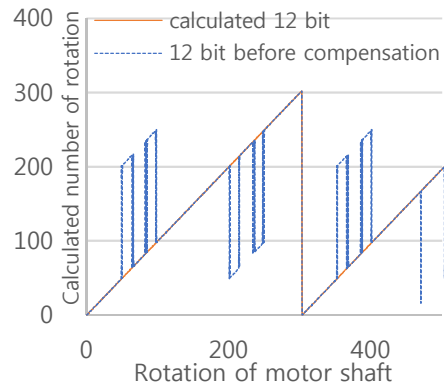


그림 2-9. 감속비가 151.5일 때 인덱스 넘버의 오차



(a) 인덱스 넘버의 에러



(b) 계산된 회전 수

그림 2-10 감속비가 151.5일 때 인덱스넘버 에러와 계산된 회전 수

그림 2-10의 (a)는 넓은 범위에서 인덱스 넘버의 에러를 보여준다. 12비트 절대값 엔코더의 인덱스 넘버 에러는 예상했던 것보다 크고 그 주기가 출력축의 한바퀴에 해당한다. 에러를 보상하면  $-0.07$ 부터  $0.06$ 까지의 범위를 가진다 (초기 발생 에러를 무시). 그리고 그 에러는 감속비가 303일 때의 결과와 같다. 그림 2-10의 (b)는 모터축의 계산된 회전수와 실제 회전수를 비교한 것이다. 그림 2-10에서 두 개의 그래프는 왼쪽 그래프에서 에러가 0.5보다 커질 때 오른쪽에서 잘못된 회전 수(보상 전 회전 수)를 보여준다는 사실을 알려준다. 또한 모터축의 측정범위가 303 바퀴로 확장되었다는 것을 보여준다.

표 2-4는 실험결과와 시뮬레이션 결과를 비교한다. 이 실험장치의 경우 감속기에서 발생하는 에러는 2비트이고 엔코더에서 만들어지는 에러는 시뮬레이션 결과보다 1비트 크다.

표 2-4. 감속비가 151.5일 때 필요한 출력단 엔코더 분해능

감속비	출력단 절대값 엔코더의 필요한 최소 분해능 (비트)		
	시뮬레이션 (양자화 에러만 있을 때)	실험 (에러 보상을 안 했을 때)	실험 (에러 보상을 했을 때)
151.5	10	13	11

그림 2-11은 감속비가 121.2일 때 좁은 범위에서 실험결과를 보여준다. 여기서 출력축의 측정범위는 5바퀴이다. 시뮬레이션에서 예측했던 것처럼 11비트 분해능의 에러는 0.5이내이다. 최대, 최소값은 각각 0.02와 -0.3이다.

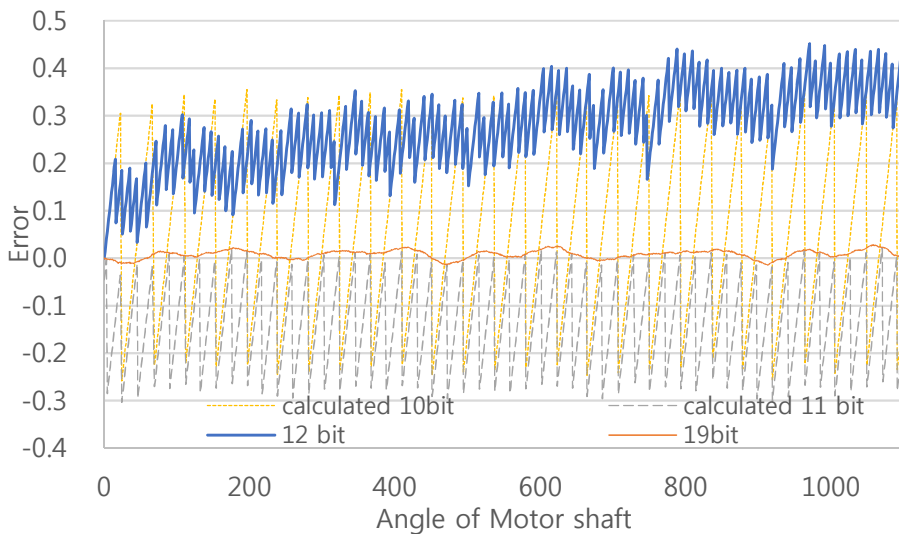
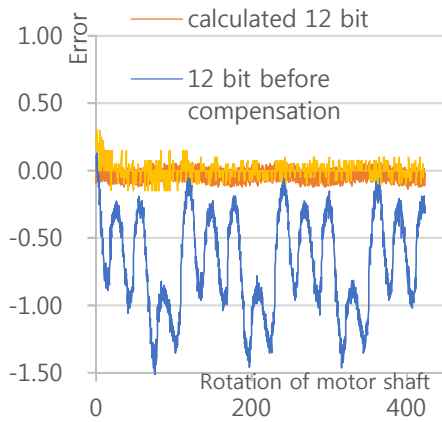
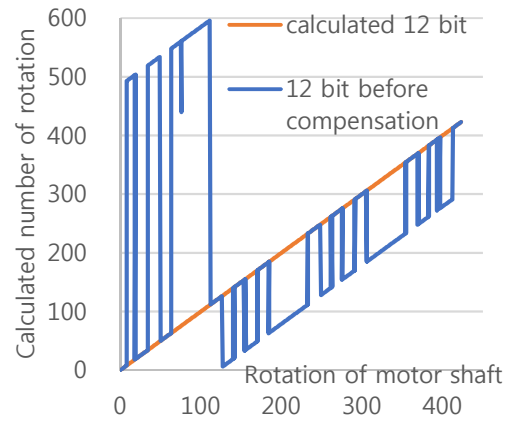


그림 2-11. 감속비가 121.2일 때 인덱스 넘버의 오차



(a) 인덱스 넘버의 에러



(b) 계산된 회전 수

그림 2-12. 감속비가 121.2일 때 인덱스 넘버의 에러와 계산된 회전 수

그림 2-12는 인덱스 넘버의 에러와 계산된 회전수를 보여준다. 12비트 엔코더에서 인덱스 넘버의 에러는 예상했던 것보다 크고 그 주기는 출력축의 한 바퀴이다. 에러를 보상하면 그 범위가  $-0.15$ 부터  $0.15$ 이다. (초기 발생 에러는 무시) 그 에러는 보상하기 전 에러( $-1.52$ 부터  $-0.06$ )의  $1/5$ 이다. 12비트 절대값 엔코더의 시뮬레이션에서 에러( $0$ 부터  $0.15$ )와 비교하면 그 크기는 두 배이다. 그림 2-12의 (b)는 모터축의 계산된 회전수와 실제 회전수를 비교한다. 12비트 분해능의 결과로는 에러가  $\pm 0.5$ 를 넘을 때 정확한 회전수를 계산할 수 없다. 모터축의 측정범위는 400바퀴 이상까지 확장되었다.

표 2-5. 감속비가 121.2일 때 필요한 출력단 엔코더 분해능

감속비	출력단 절대값 엔코더의 필요한 최소 분해능 (비트)		
	시뮬레이션 (양자화 에러만 있을 때)	실험 (에러 보상을 안 했을 때)	실험 (에러 보상을 했을 때)
121.2	11	14	12

표 2-5는 시뮬레이션과 실험결과를 비교한다. 감속기에서 에러는 실험장치에서 2비트에 해당하고 엔코더에서 발생하는 에러는 시뮬레이션 결과보다 1 비트 크며 이는 표 2-3과 2-4의 결과와 같다.

여기까지 우리는 두 개의 절대값 엔코더와 감속기 메커니즘을 가진 듀얼 절대값 엔코더 시스템에 대하여 다루었다. 하나의 절대값 엔코더는 모터축에 장착되어 있고 다른 엔코더는 출력단에 장착되어 있으며 두 개 절대값 엔코더는 감속기에 의해 연결되어 있다. 두 엔코더 측정값으로부터 출력단의 위치를 산출하였고, 이는 출력단에 장착된 절대값 엔코더의 정확도, 분해능보다 높은 값을 갖는다. 또한 출력단의 측정범위도 제안한 이론처럼 확장되었다. 출력단에 장착된 절대값 엔코더의 필요한 분해능은 엔코더 시스템의 에러를 기반으로 계산되었고, 이것은 시뮬레이션과 실험으로 검증되었다. 시뮬레이션에서는 오직 양자화 에러만 고려했다. 세 가지 감속비에 따른 최대, 최소 분해능을 계산하였고 세 가지 감속비에 대해 두 가지의 실험을 수행하였다. 좁은 측정범위의 실험1이 수행되었으며 이 때 엔코더가 만드는 에러를 볼 수 있었다. 넓은 측정범위의 실험2가 수행되었으며 이 때 감속기에서 발생하는 에러를 분석하였다. 엔코더에서 발생하는 에러의 크기는 2비트의 분해능에 해당하였다. 또한 감속기에서 발생하는 에러의 크기는 2비트에 해당하였으나 이는 보정할 수 있었다. 최종적으로 출력단에 장착되는 절대값 엔코더에서 필요한 분해능은 다음 식 (2-25)로 결정된다.

$$3.32 \log \left( \frac{4RR}{GCF} \right) < bit_o \leq 12 + 3.32 \log(2RR) \quad (2-25)$$



## 제 3 장 상체고정장치 자동화를 위한 구동시스템

### 제 1 절 관련연구 및 연구추진방향

#### 1) 관련연구

다양한 모델의 수동형 상체고정장치가 유방암 방사선 치료를 위해 병원에서 사용되고 있다. 그러나 상체에서 고정시키는 부분이 머리, 엉덩이, 등, 팔 등으로 유사한 형태를 띤다 (그림 3-1). 본 연구의 선행연구로서 수동식 상체고정장치의 등받이 각도와 엉덩이받침 위치를 자동화하였다 [4]. 그러나 머리받침과 3자유도의 상박받침은 자동화하지 않았으며, 엉덩이받침의 구동제어기와 메인 제어기 사이를 탈착식 케이블로 연결해야 하는 불편함이 있었다 (이 경우 CT 장비에서 사용하기 위해서는 방사선 조사부를 피해 외부로 케이블을 연결해야 함).



CANDOR 사의 ConChest



Elekta 사의 BreastSTEP



Macromedics 사의 LX



CIVCO 사의 C-QualTM

그림 3-1. 수동식 상체고정장치

## 2) 연구추진방향

상체고정장치의 고정부는 머리받침, 등받침, 엉덩이받침, 상박받침 4개로 분류될 수 있다. 등받침을 자동화하기 위한 등판각도 구동부는 선행연구에서 개발한 것에 문제점이 없으므로 그대로 사용한다. 선행연구에서 개발한 엉덩이받침 구동부도 동작에는 전혀 문제가 없으나, 방사선 조사부를 피해 착탈식 케이블을 연결해야 하는 불편함이 있었다. 본 연구에서는 자동화된 상체고정장치의 효용성을 높이기 위해서, 엉덩이받침 구동부를 방사선이 조사되지 않는 머리쪽으로 옮기고, 구동부와 엉덩이받침 사이를 카본 플레이트로 연결하여 구동부의 움직임이 엉덩이받침으로 전달되도록 한다.

상박받침 조정부는 3자유도 동작을 상박과 등판 사이의 좁은 공간에서 구현해야 하므로, 수동 상체고정장치의 회전-직진-회전링크 구조를 그대로 사용하되 각 자유도의 움직임을 담당하는 구동모터와 엔코더를 설치한다. 머리받침을 움직이기 위한 구동부는 방사선이 조사되지 않는 머리받침 아래쪽에 설치한다.

자동화된 상체고정장치를 개발함에 있어서, 각 지지부(머리받침, 등받침, 엉덩이받침, 상박받침)의 위치 및 가동범위는 개발되는 상체고정장치가 모든 유방암 방사선 치료에 사용될 수 있도록 정해져야 한다. 그러나 각 지지부의 최적 위치 및 각 자유도가 가져야 할 가동범위를 도출하여 처음부터 장치를 설계하는 것은 많은 시간이 소요된다. 제품화되어 있는 수동식 상체고정장치는 모든 유방암 방사선 치료에 사용될 수 있도록 각 지지부의 위치 및 가동범위가 이미 설정되어 있다. 따라서 본 연구에서는 제품화되어 있는 수동식 상체고정장치의 지지부와 같은 위치에 같은 가동범위를 갖는 자동화된 지지부를 설치하도록 한다.

## 제 2 절 각 자유도의 자동화를 위한 메커니즘 설계

상체고정장치의 프레임은 방사선 투과성이 높고 경량고강도인 것이 바람직하다. 카본복합재는 이러한 특성에 잘 부합되는데, 카본복합재로 원하는 형상을 제작하기 위해서는 금형을 만들고, 카본복합재 시트를 적층하여 가열경화시키고, 후처리 절삭가공을 해야 하므로, 많은 비용이 소요된다. 따라서 본 연구에서는 카본복합재로 제작된 수동식 상체고정장치 프레임을 추가가공을 하지 않고 그대로 사용한다. 그림 3-2는 카본복합재 프레임을 갖는 수동식 상체고정장치의 9개 자유도(머리받침 1자유도, 등받침 1자유도, 엉덩이받침 1자유도, 상박받침 좌우 각각 3자유도)가 자동화된 상태를 나타낸다.

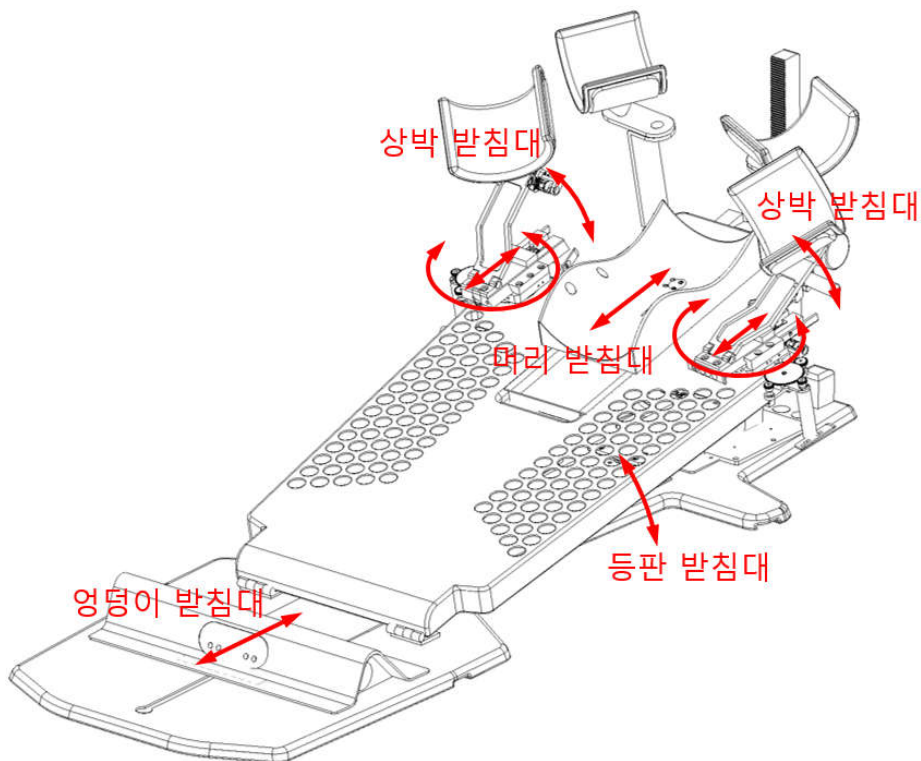


그림 3-2. 자동화된 상체고정장치의 받침대와 자유도

## 1) 상박 받침대 위치 조절 메커니즘 설계

수동식 상체고정장치에서 상박 받침대는 조절 메커니즘에 의해 상하운동, 직진운동, 회전운동으로 3자유도 위치 조절이 되고 있다. 3개의 운동이 독립적이라서 상박 받침대의 위치를 운동범위 내의 3차원 상에서 결정할 수 있다. 또한 상박 받침대는 오른팔과 왼팔을 지지하기 때문에 서로에 대해 대칭형상으로 되어 있다.

상하위치 조절부는 아치형 링크의 일단이 회전하도록 설치되어 있고, 4도 단위 분해능으로 16도부터 60도까지 조절하고 레버를 통해 고정시키는 방식으로 되어있다 (그림3-3). 각 눈금의 중간에서 레버를 고정하는 것도 가능하나, 기록 및 수작업에 의한 위치 재현성을 위해 눈금에 맞추어서 설정을 하는 것이 일반적이다. 더 세밀한 위치조정이 가능하게 되는 것도 자동화된 상체고정장치의 장점 중 하나이다.



그림 3-3. 수동식 상박받침대 상하운동기구

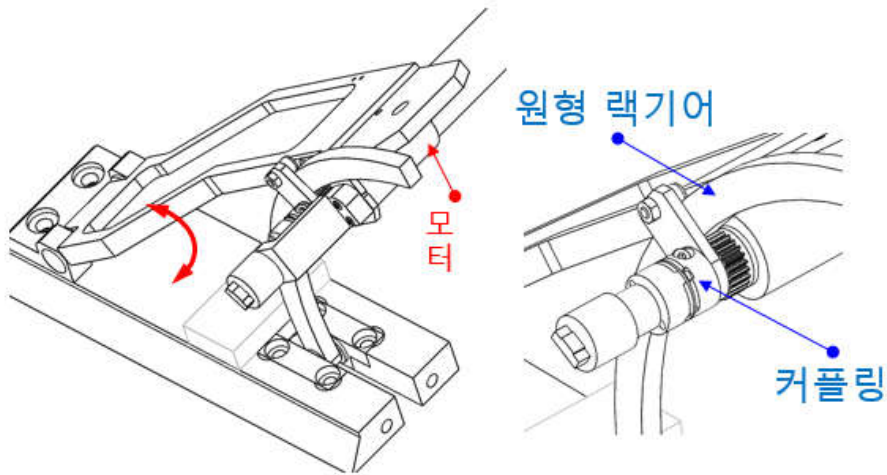


그림 3-4. 자동화된 상박반침대 상하운동기구

수동식 상박 상하 운동부를 자동화하기 위한 기구 메커니즘으로 원형 랙과 피니언 구조를 제안한다. 감속기가 장착된 모터가 회전하면 감속기 출력축이 원형랙 기어와 상대운동을 하게 되고 회전 프레임의 각도를 변화시킨다 (그림 3-4). 또한 출력축의 상시 절대위치를 파악하기 위해서 모터축과 감속기 출력축에 절대값 엔코더를 장착하여 듀얼 절대값 엔코더 시스템을 구성한다. 수동식 상체고정장치가 가지는 상하운동 범위를 구현하기 위해서는 감속기 출력축은 한 바퀴 이상 회전해야 하는데, 이 경우도 듀얼 절대값 엔코더 시스템에 의해 항상 절대 위치를 측정할 수 있도록 하였다.

수동식 상박반침의 직진 위치 조절부는 0.5 인치 (12.7 mm) 간격으로 0 인치부터 3 인치까지 위치 조절할 수 있으며 조절 후에 레버로 고정하는 방식으로 되어있다 (그림 3-5).

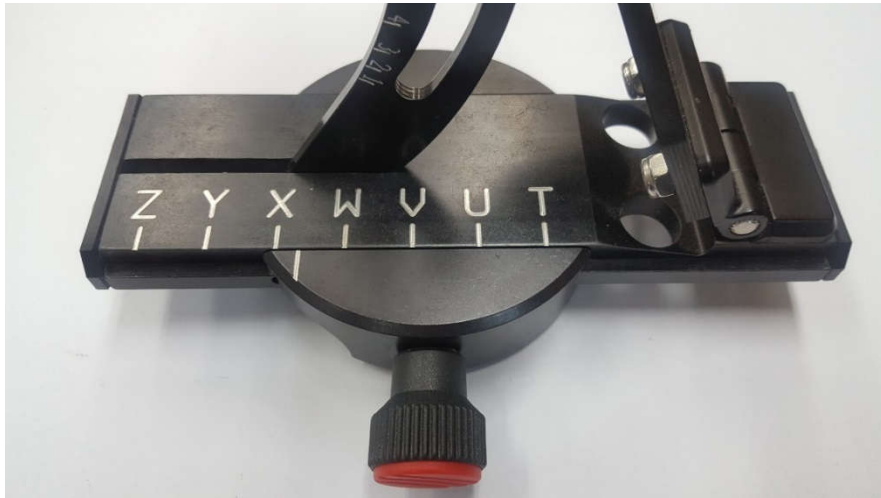


그림 3-5. 수동식 상박받침대 직진운동기구

수동식 상박 직진 운동부를 자동화하기 위한 기구 메커니즘으로 직선 랙기어와 피니언 그리고 LM가이드를 사용한다. 직선 랙기어와 피니언 구조는 모터의 회전운동을 직선운동으로 바꿔주는 역할을 하며 LM가이드는 운동방향이 아닌 방향의 움직임을 구속하는 역할을 한다 (그림 3-6). 또한 출력축의 상시 절대위치를 파악하기 위해서 듀얼 절대값 엔코더 시스템을 구성한다. 수동식 상박 직진 운동부처럼 직진운동을 하는 구조를 자동화하기 위해서는 랙-피니언 구조 혹은 볼스크류 구조를 선택할 수 있다. 볼스크류 구조는 그 구조상 크기가 커지고 항상 절대 위치를 측정하기 위해서 리니어 엔코더를 사용한다. 멀티 턴 엔코더를 사용할 수도 있지만 이 경우 전원이 꺼질 경우 현재 위치를 잃어버리는 문제가 있게 된다. 따라서 볼스크류 구조보다는 랙-피니언 구조가 더 작게 설계 될 수 있으며 랙-피니언 구조에서 듀얼 절대 엔코더를 통해 용이하게 상시 절대 위치가 측정될 수 있다.

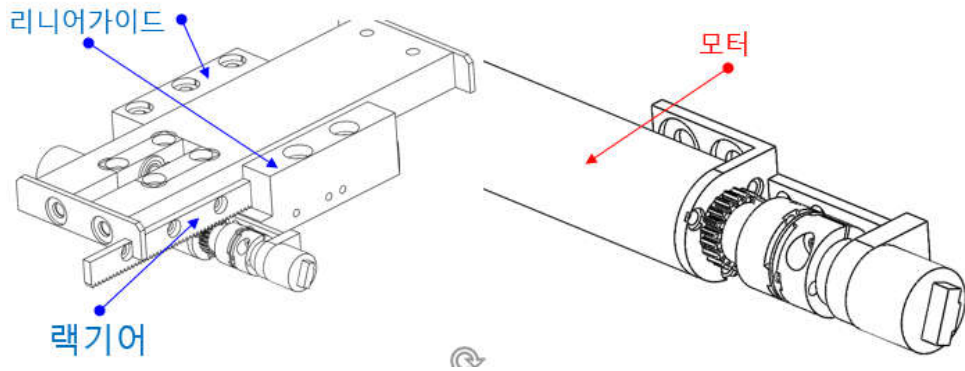


그림 3-6. 자동화된 상박받침대 직진운동기구

수동식 상박받침 회전 조절부는 약 2.8도 단위로 0도부터 360도까지 조절할 수 있으며 조절 후에 레버를 조여 고정하도록 되어 있다 (그림 3-7).



그림 3-7. 수동식 상박받침대 회전운동기구

수동식 상박 회전 운동부를 자동화하기 위한 기구 메커니즘으로 기어열 구조를 사용한다. (그림 3-8). 가장 간단하게 해당 운동부의 절대 위치를 측정하기 위한 방법은 엔코더를 직결하는 것이나, 위쪽은 직선 운동부가 공간을 차지하고 있고 아래쪽에는 고정부가 설치되어 있어서 엔코더 설치가 용이하지 않다. 따라서 회전 운동부의 절대 위치를 측정하기 위한 방법으로 출력축에 두 개의 엔코더가 설치된



출력축 듀얼 절대값 엔코더 시스템을 사용한다 [26].

이 방법의 골자는 출력축과 두 엔코더 사이의 전달비가 다르도록 직경이 다른 기어를 설치하고 (그림 3-8), 두 엔코더의 회전각도로부터 출력축의 위치를 산출하는 것이다. 이 방법을 통해 회전축에 직접 엔코더를 연결하지 않아도 회전축의 절대위치를 항상 측정할 수 있다.

상박 받침대의 3자유도는 아래에서부터 회전 운동부, 직진 운동부, 상하 운동부로 구성되며, 그림 3-9에 자동화된 상박 받침대의 구동부를 나타낸다.

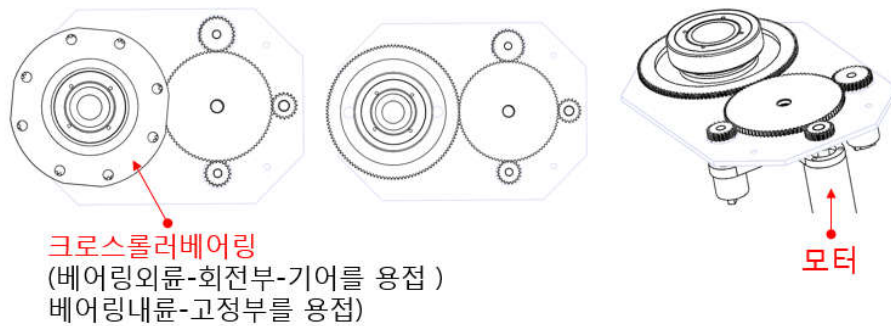


그림 3-8. 자동화된 상박받침대 회전운동기구

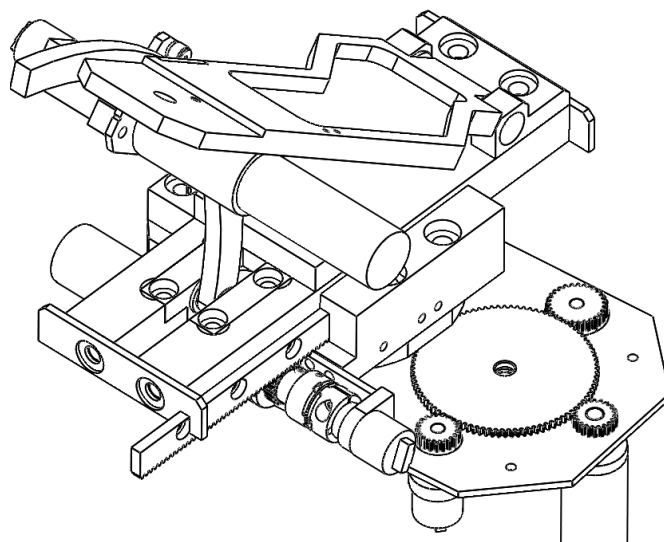


그림 3-9. 자동화된 상박받침대 3자유도 운동기구



## 2) 엉덩이 받침대 위치 조절 메커니즘 설계

엉덩이 받침대는 등판과 함께 상체고정장치에 올라가는 환자의 체중 대부분을 지지하며, 엉덩이가 등판과 엉덩이 받침대 사이에서 고정되는 방식으로 엉덩이 위치 고정이 이루어진다. 그리고 환자가 쉽게 올라가고 내려가도록 엉덩이 받침대 좌우로는 개방된 형태로 되어 있다 (그림 3-10).

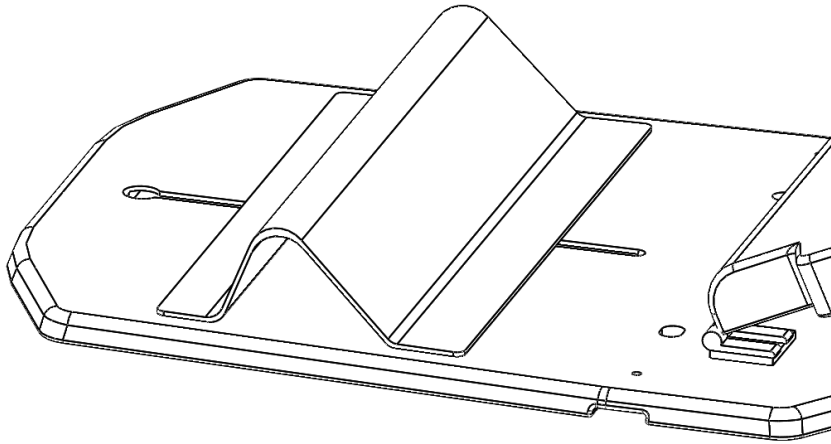


그림 3-10. 수동식 엉덩이 받침대

수동 엉덩이 받침대의 위치는 직선상에서 변화하며, 10 mm 단위로 위치를 설정할 수 있으며 130 mm의 가동범위를 가진다. 선행연구에서 엉덩이 받침대의 자동화가 수행되었다 [4]. 그러나 받침대 내부에 액추에이터 및 로컬 제어기가 존재하여 로컬 제어기와 메인 제어기 사이가 착탈식 케이블로 연결되어야만 하였다. 이 경우 상체고정장치가 방사선 장비 내부로 이동하기 전에 케이블을 제거하거나 방사선 장비 외부로 연결하여, 방사선에 케이블이 노출되지 않도록 해야 하는 불편이 있었다. 본 연구에서는 이러한 문제를 해결하기 위해 엉덩이 받침대 구동 기구를 새로 개발하고 방사선이 조사되지 않는 곳에 설치하였다 (그림 3-11).

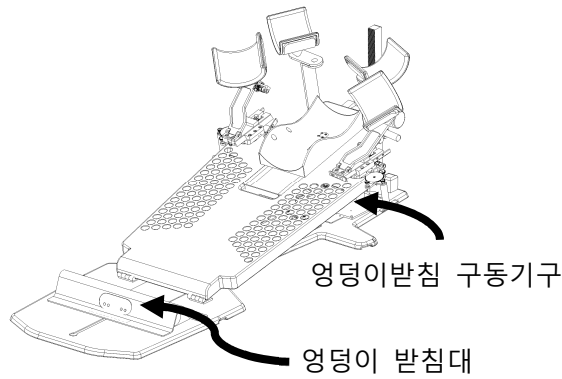


그림 3-11. 영덩이 받침대와 영덩이받침 구동기구 설치위치

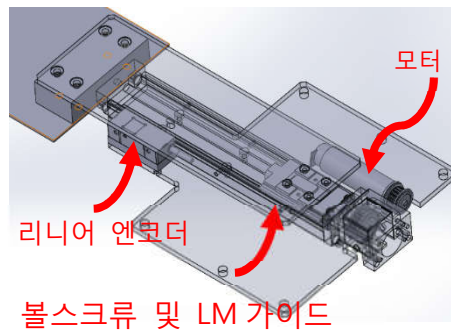


그림 3-12. 영덩이받침 구동기구

영덩이받침 구동기구에는 볼스크류와 LM가이드를 사용한다 (그림 3-12). 볼스크류와 LM가이드는 모터의 회전운동을 직선운동으로 변환시켜준다. 또한 영덩이받침 구동기구 출력단과 영덩이 받침대 사이를 카본판으로 연결하여 직동움직임을 전달한다. 영덩이받침 구동기구의 가동부 위치는 절대값 리니어 엔코더를 사용하여 측정한다 (공간이 많아서 리니어엔코더 설치가 용이).

### 3) 머리 받침대 위치 조절 메커니즘 설계

수동식 상체고정장치의 머리 받침대는 머리를 고정할 수 있는

오목한 형태로 발포고무 재질로 제작되어 있고, 머리 받침대의 위치는 직선상에서 변화하며 0.1인치 (2.54 mm) 단위로 눈금이 표시되어 4인치(101.6 mm)의 가동범위를 갖는다.

자동화를 위해 머리 받침대를 구동하는 방법은 엉덩이 받침대의 경우와 같다. 감속된 모터의 회전을 타이밍벨트와 풀리를 통해 볼스크류에 전달하고, 볼스크류와 LM가이드를 이용하여 회전운동을 직선운동으로 변환한다 (그림 3-13). 가동부 변위는 절대값 리니어 엔코더로 측정한다. 머리받침은 3D 프린터로 제작되었으며, 비어있는 내부에 구동부를 설치하도록 하였고, 머리받침의 흔들림 방지를 위해 우레탄 바퀴의 캠팔로우어를 네 곳에 설치하였다.

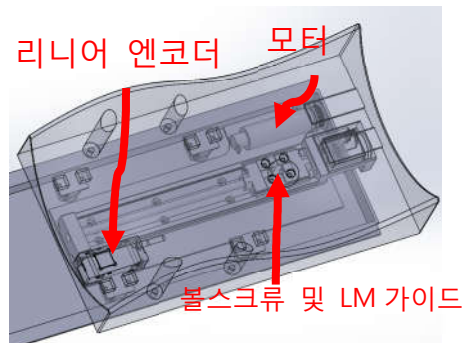


그림 3-13. 머리 받침대 구동기구

### 제 3 절 상박 조절부의 직교좌표 변환

환자가 CT를 촬영하기전에 방사선사가 환자의 자세를 교정하기 위해 상체고정장치를 세팅하는데 이 때 직관적으로 상체고정장치를 조절할 수 있으면 편리하다. 상체고정장치에서 조정되는 9개의 자유도 중에서 엉덩이받침, 머리받침, 등받침은 1자유도 운동을 하므로 직관적으로 조정될 수 있다. 그러나 상박받침기구는 컴팩트한 구조를

위해 RPR(revolute-prismatic-revolute, 회전-병진-회전) 관절로 구성되어 있어서 직관적으로 조정하기 어렵다. 상박받침기구의 움직임을 기구학을 이용하여 직교좌표로 변환 후 제어하여 초기위치 설정 작업 시의 조작성을 높이도록 한다.

끝단(end-effector)의 위치를 제어하기 위하여 일반적으로 역기구학을 이용하거나 자코비안 행렬을 사용한다. 복잡한 자유도에 대해서는 역기구학을 풀 수 없어서 자코비안 행렬을 이용하나 본 논문에서 제안한 상박 받침대의 RPR 3자유도의 기구에서는 역기구학을 풀 수 있기 때문에 역기구학을 이용하여 끝단을 제어한다.

상박 받침대의 기구학을 풀기 위해 회전 운동부, 직진 운동부, 상하 운동부를 차례로 좌표계1, 좌표계2, 좌표계3으로 설정한다. 좌표계0은 좌표계1과 위치를 같게 설정하였다 (그림 3-14).

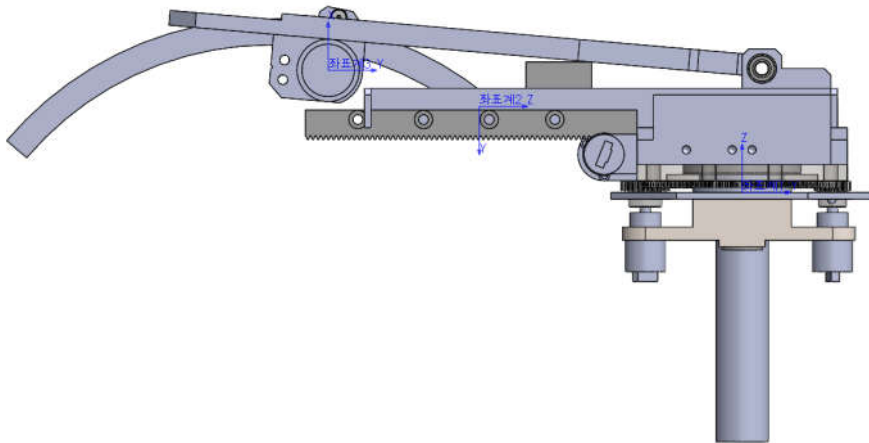


그림 3-14. 상박 받침대 제어에 사용되는 좌표계

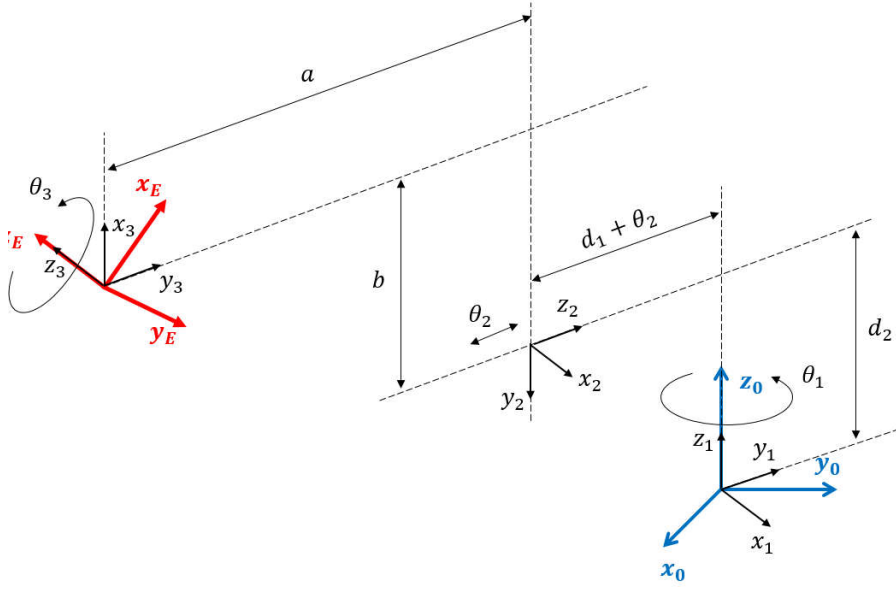


그림 3-15. 제안한 RPR 구조에서 좌표계와 파라미터

그림 3-15에서  $\theta$ 는 각 관절에서 위치를 의미하며  $d$ 는 기구적으로 결정된 오프셋 사이의 거리를 결정하는 상수값이다. 직선 운동부의 좌표계2와 상하 운동부의 좌표계3 사이의 관계를 나타내는  $a$ 와  $b$ 값은 상하 운동부에서 모터의 출력축 회전 각도를 의미하는  $\theta_3$ 에 따라 변화한다.

그림 3-16에서 삼각함수 공식을 이용하면 아래 식처럼  $\theta_3$ 에 관한  $a, b$ 를 알 수 있다.

$$\gamma = \alpha - \beta = \arccos\left(\frac{B^2 + C^2 - 4R^2 \sin^2\left(\frac{r\theta_3}{2R}\right)}{2BC}\right) - \beta \quad (3-1)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{B^2 + C^2 - E^2}{2BD}\right) \quad (3-2)$$

$$a = D - (r + r_{offset}) \sin \gamma - C \cos \gamma \quad (3-3)$$

$$b = E - (r + r_{offset}) \cos \gamma + C \sin \gamma \quad (3-4)$$



$$T_3^E = Rot(z, \theta_3) = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & 0 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-8)$$

$$T_0^E = T_0^1 T_1^2 T_2^3 T_3^E \quad (3-9)$$

$$= \begin{bmatrix} -\sin \theta_1 \sin \theta_3 & -\cos \theta_3 \sin \theta_1 & -\cos \theta_1 & +(\#1)\sin \theta_1 - (d_1 + \theta_2) \sin \theta_1 \\ +\cos \theta_1 \sin \theta_3 & +\cos \theta_1 \cos \theta_3 & -\sin \theta_1 & -(\#1) \cos \theta_1 + (d_1 + \theta_2) \cos \theta_1 \\ +\cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & E + d_2 + C \sin(\#2) - (r + r_{offset}) \cos(\#2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$(\#1) = (r + r_{offset}) \sin(\#2) - D + C \cos(\#2)$$

$$(\#2) = \arccos\left(\frac{B^2 + C^2 - 4R^2 \sin^2\left(\frac{r\theta_3}{2R}\right)}{2BC}\right) - \arccos\left(\frac{B^2 + C^2 - E^2}{2BD}\right)$$

원점좌표계에서 끝단 사이의 변환행렬을 이용해 역기구학을 풀 수 있다. 식 (3-9)의  $T_0^E$ 에서 원점에 대한 끝단의 위치(x,y,z)는 4번째 열에 해당한다.

$$x = +(\#1)\sin \theta_1 - (d_1 + \theta_2) \sin \theta_1 \quad (3-10)$$

$$y = -(\#1) \cos \theta_1 + (d_1 + \theta_2) \cos \theta_1 \quad (3-11)$$

$$z = E + d_2 + C \sin(\#2) - (r + r_{offset}) \cos(\#2) \quad (3-12)$$

식 (3-10), (3-11), (3-12)을  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ 에 관한 식으로 바꾸어 역기구학 식을 얻을 수 있다.

$$\theta_1 = \text{atan}\left(-\frac{x}{y}\right) \quad (3-13)$$

$$\varphi = \text{atan}\left(-\frac{r + r_{offset}}{C}\right) \quad (3-14)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{B^2 + C^2 - E^2}{2BD}\right) \quad (3-15)$$

$$\begin{aligned}
(\#2) &= \text{asin} \left( \frac{z - E - d_2}{\sqrt{C^2 + (r + r_{offset})^2}} \right) - \varphi \\
(\#3) &= \frac{B^2 + C^2 - 2BC \cos(\#2 + \beta)}{4R^2} \\
\theta_3 &= \frac{2R}{r} \text{asin} \sqrt{(\#3)} \tag{3-16}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
(\#1) &= (r + r_{offset}) \sin(\#2) + C \cos(\#2) - D \\
\theta_2 &= -d_1 + (\#1) + \frac{y}{\cos \theta_1} \tag{3-17}
\end{aligned}$$

식 (3-4)에서 기구적으로 결정되는 각 변수의 값은 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
r &= 6 \text{ [mm]}, \quad r_{offset} = 6 \text{ [mm]}, \quad R = 97 \text{ [mm]}, \quad B = 86.77 \text{ [mm]} \\
C &= 131.5 \text{ [mm]}, \quad D = 86 \text{ [mm]}, \quad E = 11.5 \text{ [mm]} \\
d_1 &= -80 \text{ [mm]}, \quad d_2 = 26.2 \text{ [mm]} \tag{3-18}
\end{aligned}$$

실제 치수 (3-18)과 식 (3-10)부터 식(3-17)까지를 통해 얻은 정기구학, 역기구학 알고리즘은 메인 제어기 안에 내장되어 상박받침대의 끝단을 직교좌표에서 제어하기 위해 활용되었다.

## 제 4 절 실험 및 결과 고찰

### 1) 실험 장치 제작

2절에서 설계한 각 부분 구동 메커니즘을 제작하여 C사의 수동식 상체고정장치에 설치하여 상체고정장치를 자동화하였다. 상박받침 구동 6자유도(양팔 3자유도씩), 머리받침 구동 1자유도, 엉덩이받침 구동 1자유도, 그리고 선행연구에서 자동화하였던 등받이 구동 1자유도를 포함하여 총 9개의 자유도를 자동화하였다.



그림 3-17의 상박받침 상하방향 구동에는 Maxon 사의 DCX16S 모터를 사용하였다. 이 모터에는 231.2:1의 감속비를 가지는 감속기 GPX16HP가 붙어있고 12bit 분해능의 절대값 엔코더인 ENX16Abs가 모터축에 부착되어 있다. 그리고 감속기 출력단에는 저가인 US-Digital 사의 12bit 절대값 엔코더 MA3를 장착하였다. 대부분의 기계부품은 상용화된 표준부품을 사용하였으며 피니언과 원형 랙기어는 표준부품이 없어서 와이어컷 방전가공기를 사용하여 직접 제작하였다. 상박받침 상하운동부의 작동범위는 10-70도이다.

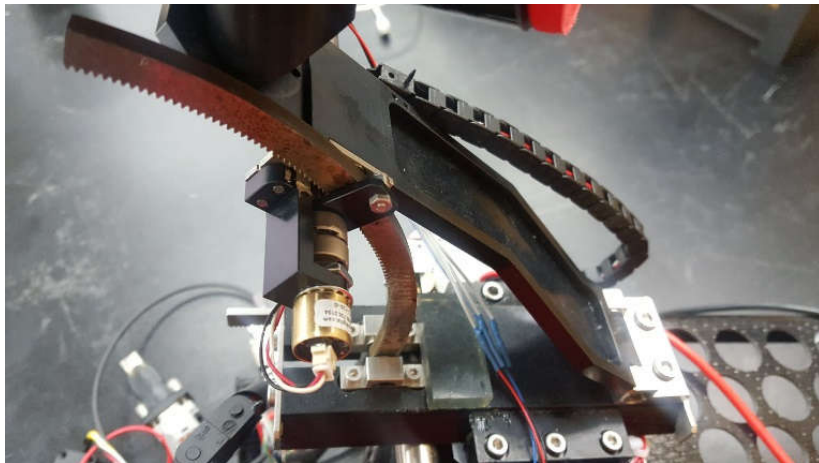


그림 3-17. 상박받침 상하운동부 시작품

그림 3-18에 나타난 상박받침 직진운동부 구동에는 Maxon 사의 DCX16S 모터를 사용하였다. 이 모터에는 679.75:1의 감속비를 가지는 감속기 GPX19HP가 붙어있고, 12bit 분해능의 절대값 엔코더인 ENX16Abs가 모터축에 부착되어 있다. 감속기 출력단에는 US-Digital 사의 12 bit 분해능 절대값 엔코더인 MA3를 장착하였다. 상박받침 직진운동부의 스트로크는 85 mm이다.

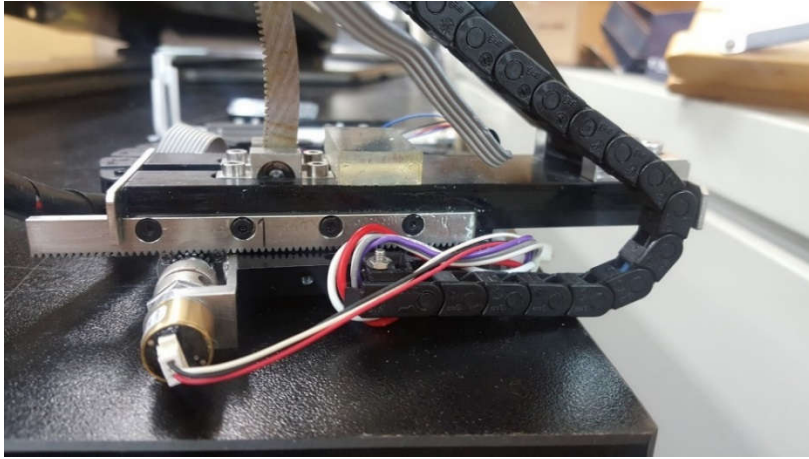


그림 3-18. 상박받침 직진운동부 시작품

그림 3-19에 나타난 상박받침 회전운동부에는 Maxon 사의 DCX16S 모터를 사용하였다. 이 모터에는 231.2:1의 감속비를 가지는 감속기 GPX16HP가 붙어있고 12bit 분해능의 절대값 엔코더 ENX16Abs가 모터축에 부착되어 있다. 감속기 출력단에는 US-Digital 사의 12bit 분해능 절대값 엔코더 MA3를 2개 장착하였다. 컴팩트한 설계를 위해서 베어링 외륜, 회전부, 기어를 레이저용접 하였으며 베어링 내륜, 고정부를 레이저용접 하였다. 또한 상용 표준품으로 구매할 수 없는 기어를 와이어컷 방전가공기로 직접 제작하였다.

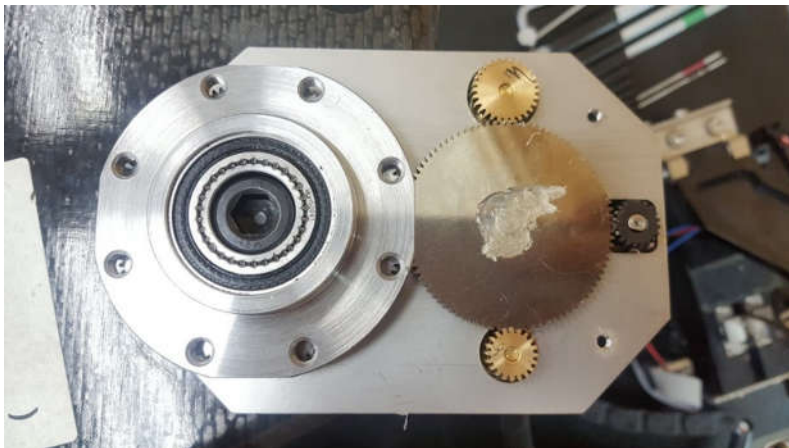


그림 3-19. 상박받침 회전운동부 시작품

상박받침 회전운동부의 절대위치 측정을 위하여 출력축 듀얼 절대 엔코더 시스템을 이용하였다. 기어드 모터의 회전이 중간기어를 통해 상박받침 회전부로 전달되고, 중간기어와 두 절대값 엔코더가 다른 감속비로 연결되어 있는 것을 그림 3-8과 3-19에 나타낸다. 엔코더 축의 기어는 이수가 각각 28개, 20개이며, 중간기어의 이수는 90개, 상박받침 회전운동부의 기어 이수는 120개이다. 회전 운동부의 360도를 모두 측정하기 위해서는 중간기어에서 480도 이상 측정할 수 있어야 한다.

출력축 듀얼 엔코더에서 인덱스 넘버는 다음과 같이 정의된다 [26].

$$\text{Index number}_{\text{output}} = \frac{n_2 E_1 - n_1 E_2}{360} \quad (3-6)$$

식 (3-6)에서  $n$ 은 기어비를 의미하고  $E$ 는 엔코더로 읽는 값을 뜻하며, 아래 첨자 1과 2는 각각 다른 축에 달려 있는 절대 엔코더를 말한다. 출력축 듀얼 엔코더에서 인덱스 넘버를 얻어 각각의 절대 엔코더가 몇 바퀴나 회전했는지 판단할 수 있다. 그림 3-20에 식 (3-6)을 이용하여 얻은 인덱스 넘버를 두 바퀴( $720^\circ$ ) 구간에서 나타내었다. 인덱스 넘버는 80도, 112도, 160도, 224도, 240도, 320도, 336도, 400도, 448도, 480도, 560도에서 변화하며 이 변화는 560도 주기로 반복된다. 인덱스 넘버가 변화하는 시점은 엔코더1과 엔코더2 둘 중에 하나라도 회전수가 바뀔 때이다 (그림 3-21). 엔코더1의 기어 이수가 28로 엔코더의 2의 기어 이수인 20보다 높으므로 회전수가 더 빠르게 바뀌는 것을 볼 수 있다. 출력축 듀얼 절대 엔코더의 주기는 560도로 중간기어의 측정가능 범위를 뜻하며, 따라서 회전운동부의 각도는  $420^\circ (= 560 \times \frac{3}{4})$ 를 측정할 수 있다.

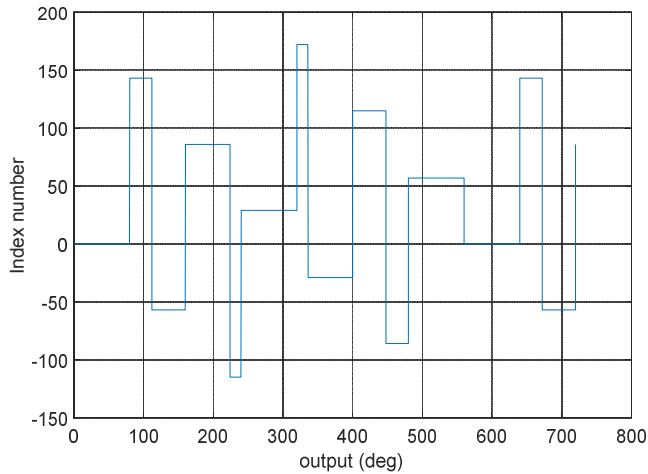


그림 3-20. 상박받침 회전운동부 절대값 엔코더의 인덱스 넘버

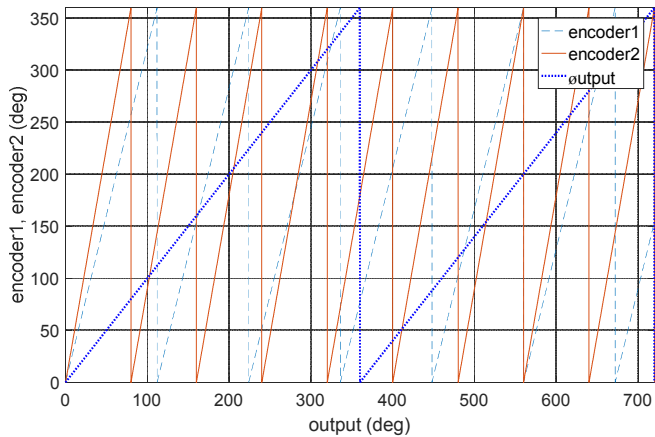


그림 3-21. 상박받침 회전운동부에서 절대값 엔코더의 기어별 각도

그림 3-22에 나타난 영덩이받침 구동부에는 Maxon 사의 DCX19S GB 모터를 사용하였다. 이 모터에는 35:1의 감속비를 가지는 감속기 GPX19HP가 붙어있고 12bit 분해능의 증분형 엔코더 ENX16EASY가 모터축에 부착되어 있다. 가동부 위치측정을 위해서 Heidenhain 사의 absolute linear encoder인 LIC211를 장착하였고, 카본 플레이트로 영덩이 받침대와 구동부 출력단 사이를 연결하였다. 스트로크는 125 mm이다.



그림 3-22. 영덩이받침 구동부 시작품

그림 3-23에 나타낸 머리받침 구동부에는 Maxon 사의 DCX16S GB 모터를 사용하였다. 이 모터에는 35:1의 감속비를 가지는 감속기 GPX19LN가 붙어있고 12bit 분해능의 증분형엔코더 ENX16EASY가 모터축에 부착되어 있다. Heidenhain 사의 absolute linear encoder LIC211로 가동부 위치를 측정하였고, 가동부 스트로크는 125 mm이다. 복잡한 형상의 머리받침을 3D 프린터로 제작하였으며 환자에게 편안함을 주기 위해 쿠션재로 머리받침 표면을 감쌌다.



그림 3-23. 머리받침 구동부 시작품

전체 구동시스템을 제어하기 위해 메인 제어기를 제작하였다 (그림 3-24). 메인 제어기는 각 관절의 위치를 엔코더를 통해 읽어와 관절의 위치를 피드백 제어하고 PC와 통신을 하여 환자의 자세정보를 공유한다. 제어기는 ST 사의 STM32F407을 이용하였으며, 전체 제어주기는 5ms이다.

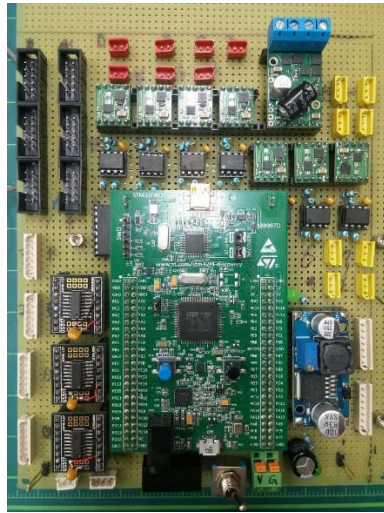


그림 3-24. 자동화된 상체고정장치의 메인 제어기

PC에서 메인 제어기를 통한 상체고정장치를 제어하기 위해 Matlab을 이용해 GUI를 구성하였다 (그림 3-25). 환자정보를 저장하고 검색하며 자동으로 상체고정장치의 각 관절 값을 환자에 맞게 이동하도록 하였다. 또한 방사선사가 CT촬영을 하며 상체고정장치의 초기 위치를 셋팅할 때, 환자의 초기자세를 편리하게 조정할 수 있도록 각 관절의 Jog 기능을 추가하였다. 이때 상박 받침대의 직관적인 위치조정을 위하여 상박 받침대의 끝단은 3절에 설명한 직교좌표 변환 값으로 제어할 수 있다.



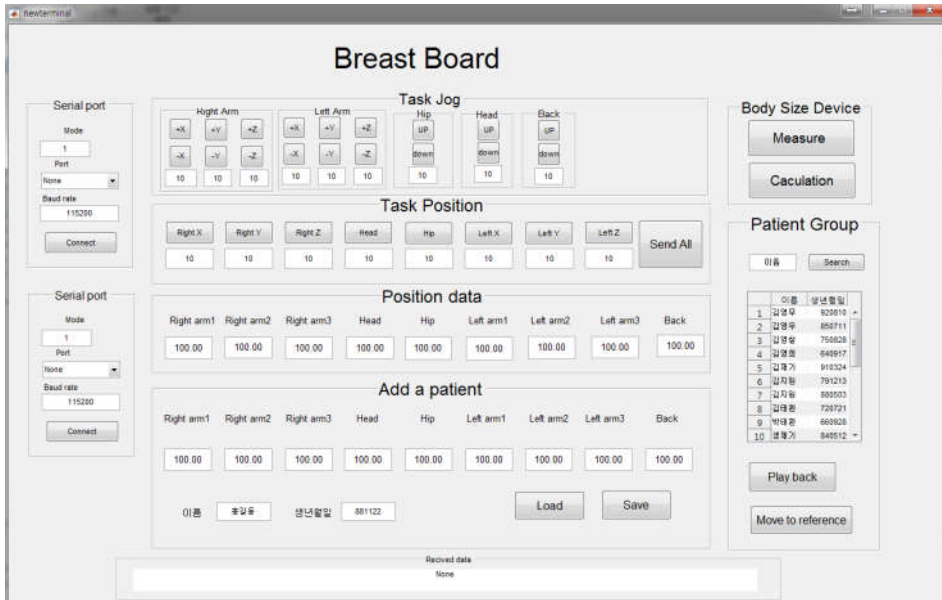


그림 3-25. 자동화된 상체고정장치의 제어를 위한 GUI 화면

## 2) 듀얼 절대 엔코더 실험 및 결과 고찰

2절에서 언급한 듀얼 절대 엔코더 측정방법을 상박받침 상하 운동부와 직선운동부에 적용하여 실험한다. 표 3-1에 두 기구부에 필요한 최소 엔코더 분해능과 실제로 장착된 엔코더 분해능을 나타낸다.

표 3-1. 상박의 상하, 직선 운동부의 출력축에서 엔코더 분해능과 최소 엔코더 분해능

	상박 상하 운동부	상박 직선 운동부
감속비	678.75	231.2
최대공약수	0.25	0.2
출력축의 최소 엔코더 분해능( $Error_{res} = 1$ )	13 bit	12 bit
출력축의 최소 엔코더 분해능( $Error_{res} = 2$ )	14 bit	13 bit
실제 엔코더 분해능	12 bit	12 bit

상박받침 상하운동부는 감속비와 최대공약수로부터 계산한 출력축의 최소 엔코더 분해능(엔코더의 에러 분해능이 1과 2일 때 모두)보다 실제 엔코더 분해능이 1 bit 낮아서 측정값을 하나로 결정할 수 없다 (표 3-1). 상박받침 직선운동부는 실제 엔코더 분해능이 출력축의 최소 엔코더 분해능( $Error_{res} = 2$  일 때)보다 낮아서 측정값을 하나로 결정할 수 없다. 그러나 상박받침 직선운동부에서 백래쉬 오차가 없다고 가정하여 실험을 해보았을 때 일부 구간에서 절대위치를 파악할 수 있었다 (그림 3-26에서 원으로 표기한 부분).

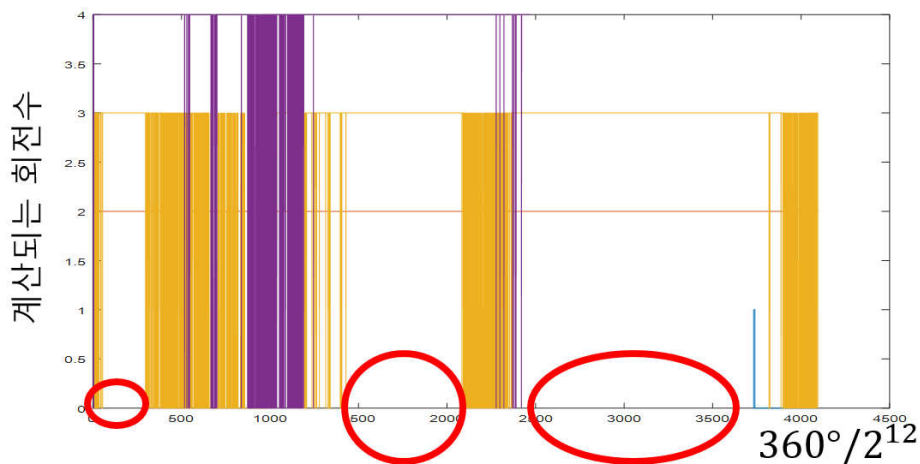


그림 3-26. 상박받침 직선운동부를 네 바퀴 (운동부 가동 범위) 회전시켰을 때 백래쉬가 없을 경우 회전수를 결정할 수 있는 구간

상박받침 직선운동부에서  $Error_{res} = 2$  일 때 출력축의 최소 엔코더 분해능 식의 반올림하지 않은 값은 12.168로 12에 매우 가까워 12 bit의 절대 엔코더로 부분적으로 절대위치를 확인할 수 있었다. 일부 구간에서라도 절대위치를 확인할 수 있는 경우, 그 구간을 통과할 때 위치를 보정하는 방식으로 사용될 수 있다.

그러나 백래쉬가 존재하는 실제 실험결과에서는 어느 구간에서도 회전수를 계산할 수 없었다. 따라서 본 연구에서는 상박받침



상하운동부와 직선운동부의 위치는 초기위치를 기준으로 증분형 방식으로 측정되었다 (전원이 차단되면 다시 초기위치로 돌아가야 함).

상박받침 상하구동부와 직진구동부가 아래와 같이 개선된다면 듀얼 절대값 엔코더 방식으로 상시 절대위치를 측정할 수 있을 것이다.

#### 1) 더 높은 분해능과 안정된 성능을 갖는 엔코더의 사용

시작품의 감속기 출력단에 장착된 엔코더는 12 bit 분해능이고, PWM 통신방식을 갖는 저가 타입이라서 2장에서 사용하였던 절대값 엔코더보다  $Error_{res}$  가 더 크게 나타난다. 13 bit 이상(상하운동부의 경우 14 bit 이상)의 분해능을 가지며 SSI 통신방식 등으로 안정되게 측정값을 취득할 수 있는 엔코더가 사용되어야 한다.

#### 2) 백러시가 적은 감속기 사용

시작품에 사용된 감속기도 저백러시 사양이었으나 성능이 충분하지 않았다. 하모닉 감속기 등 백러시가 더 적은 감속기가 사용되어야 한다 (하모닉 감속기의 경우 감속비가 정수이므로, 감속기 출력단이 다회전을 해야 할 경우는 타이밍벨트 등에 의한 1차 감속 필요).

### 3) CT 영상 금속 음영 실험 및 결과 고찰

자동화된 상체고정장치를 개발함에 있어서, 방사선이 조사되는 부분에는 금속이 사용되지 않아야 한다. 본 연구에서는 CT촬영 시 금속 음영 피하도록 각 지지부 구동기구들은 모두 상박받침 또는 머리받침 아래나 윗쪽(유방 반대쪽)에 설치하였다. 자동화된 상체고정장치의 구성요소들이 방사선치료에 영향을 주지 않는다는 것을 확인하기 위해, 방사선치료를 위해 사용되는 CT를 촬영하여 영상을 분석하는 실험을 수행하였다.

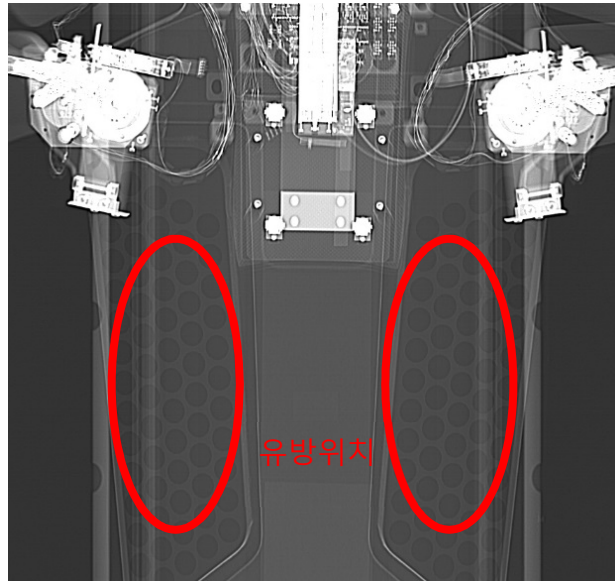


그림 3-27. 자동화된 상체고정장치를 찍은 CT의 Scout View

그림 3-27은 자동화된 상체고정장치의 상부를 CT 촬영하여 얻은 이미지이다. 엉덩이 받침대와 구동기구 사이를 연결하는 카본 플레이트는 상체고정장치 프레임 재질과 유사한 투과율을 가짐을 투명한 정도를 통해서 확인할 수 있다. 유방의 위치에는 금속에 의한 CT 영상왜곡이 발생할 때 나타나는 금속 음영(metal artifact)이 나타나지 않는 것으로 보아 자동화된 상체고정장치는 방사선 치료에 영향을 주지 않는다고 할 수 있다.

#### 4) 위치 반복성 실험 및 결과 고찰

금속 음영이 없어야 하는 것과 함께, 자동화된 상체고정장치가 가져야 할 중요한 성능으로 신체를 받치고 있는 부분의 위치 반복성이 있다. 이를 평가하기 위해 부하가 있을 때와 없을 때를 나누어 모든 자유도의 위치 반복성을 측정하였다. 위치 반복성의 측정은  $1\ \mu\text{m}$

분해능을 가지는 다이얼게이지(Mitutoyo, 2109 F)를 사용하였고 (그림 3-28), 각 자유도별로 10회씩 측정하였다.



그림 3-28. 상박반침대 상하운동의 위치반복성 측정

표 3-2에 무부하 상태에서의 측정결과를 나타낸다. 모든 자유도가 갖는 최대 peak to peak 오차도 0.136mm 이하로, 수동으로 고정기구를 조정하여 설정하는 것에 비해 훨씬 좋은 위치 반복성을 갖는다고 할 수 있다.

표 3-2. 무부하 상태에서 각 자유도가 갖는 위치 반복성

자유도	영덩이 받침대		머리 받침대		등 받침대	
표준편차 (μm)	0.49		2.61		63.6	
자유도	오른팔 상박 받침대			왼팔 상박 받침대		
	상하	직진	회전	상하	직진	회전
표준편차 (μm)	4.24	43.5	6.38	12.7	6.42	6.38

실제 병원에서는 상체고정장치에 환자가 올라가서 방사선 치료 시마다 같은 자세를 취하게 하므로, 환자를 가정한 피험자가 상체고정장치에 누워 체중(75kgf)을 인가한 상태에서 각 축의 반복정밀도를 측정하였다. 피험자가 편안하게 느낄 수 있는 자세를 취하도록 상체고정장치의 지지부 위치를 조정하고, 피험자가 누워있는 상태에서 각 지지부를 움직이며 반복정밀도를 측정하였다. 엉덩이받침, 머리받침, 등받침의 스트로크는 10 mm로 하였으며, 상반받침 끝단은 변환된 직교좌표에서 x축, y축, z축 방향으로 각각 5 mm 스트로크를 왕복하며 측정하였다. 표 3-3에 실험결과를 나타낸다. 부하의 인가에 의해 또한 상체고정장치 위에서 환자의 움직임에 의해 무부하 상태보다 오차는 증가하였으나, 모든 자유도가 갖는 최대 peak to peak 오차가 0.152mm 이하로, 수동으로 고정기구를 조정하여 설정하는 것에 비해 훨씬 좋은 위치 반복성을 갖는다고 할 수 있고, 또한 2-3개의 자유도가 아닌 모든 자유도를 사용하므로 환부의 위치 재현성은 훨씬 좋아진다고 할 수 있다.

또한 상체고정장치가 한 자세에서 다른 자세로 바뀔 때 걸리는 시간은 5초 이하로, 환자가 바뀌는 사이에 새로운 환자의 치료자세가 준비될 수 있어서, 방사선사의 수고를 줄이고 치료 준비 시간도 줄일 수 있다.

표 3-3. 부하가 인가된 상태에서 각 자유도가 갖는 위치 반복성

자유도	엉덩이 받침대		머리 받침대		등 받침대	
표준편차(μm)	1.77		9.50		89.1	
자유도	오른팔 상박 받침대			왼팔 상박 받침대		
축	X	Y	Z	X	Y	Z
표준편차(μm)	24.6	33.0	48.4	24.0	10.2	46.6

## 제 4 장 결 론

상체고정장치는 유방암 방사선치료 시 환자의 자세를 고정하여 유지시키기 위해 사용된다. 하지만 현재와 같은 수동식 상체고정장치를 사용할 때는 치료 자세 세팅을 위한 시간이 길어져서 다양한 조절부의 자유도를 이용한 환자 맞춤형 자세조절에 어려움을 겪을 수 있다.

이러한 문제점들은 수동식 상체고정장치를 자동화하여 해결할 수 있다. 본 연구에서는 수동식 상체고정장치를 자동화하는 것을 목표로 각 지지부를 자동으로 움직이는 구동시스템 개발을 수행하였다. 구동시스템은 상시 각 자유도의 절대위치를 알 수 있게 하는 것이 바람직하며, 이를 위해 모터축과 감속기 출력단에 각각 절대값 엔코더를 장착하고 (듀얼 절대값 엔코더), 두 측정값을 조합하여 출력단에 장착된 엔코더 분해능보다 높은 분해능으로 출력단 위치를 측정할 수 있게 하는 방법을 제안하였다. 이 방법은 출력단이 1바퀴 이상 회전할 경우도 적용될 수 있으며, 시뮬레이션과 별도의 실험장치를 사용한 실험을 통해 제안한 방법의 유용성을 확인하였다. 제안한 듀얼 절대값 엔코더 측정 방법을 상체고정장치 시작품에 적용할 때 발생하는 문제점을 발견하였으며, 해결방법을 제시하였다.

구동시스템은 CT 이미지에서 금속 음영이 일어나지 않도록 배치하였고, CT 촬영을 통해 금속음영이 없음을 확인하였다.

상박받침 조정기구는 RPR 관절구조를 가지므로, 각 관절의 위치를 조정하여 상박 받침대 끝단 위치를 제어하는 것이 용이하지 않다. 본 연구에서는 좌표변환을 통해 상박 받침대 끝단을 직교좌표계에서 직관적으로 제어할 수 있게 하였으며, 환자에 따른 자동 자세설정과 자세조정 작업을 용이하게 하기 위해 GUI 제어프로그램을 개발하였다.

자동화된 상체고정장치는 수동식 상체고정장치보다 나은 자세유지 성능을 지녀야 한다. 자동 상체고정장치의 시작품을 사용한 위치 반복성 실험결과, 체중이 인가된 상태에서 모든 자유도가 갖는 최대 peak to peak 오차는 0.152 mm로 수동식 상체고정장치보다 훨씬 나은 자세유지 성능을 보였다.

어떤 환자의 치료자세에서 다른 환자의 치료자세로 변환될 때 소요되는 시간은 5초 이내로, 환자가 바뀌는 사이에 새로운 환자의 치료자세가 준비될 수 있어서, 의료진의 수고와 수동 조작에 의한 오차를 줄이고 유방암 방사선치료의 효율을 높일 수 있을 것이다.

## 부록



그림 3-29. 자동화된 상체고정장치와 방사선 치료장비(선형가속기)



그림 3-30. 자동화된 상체고정장치와 CT

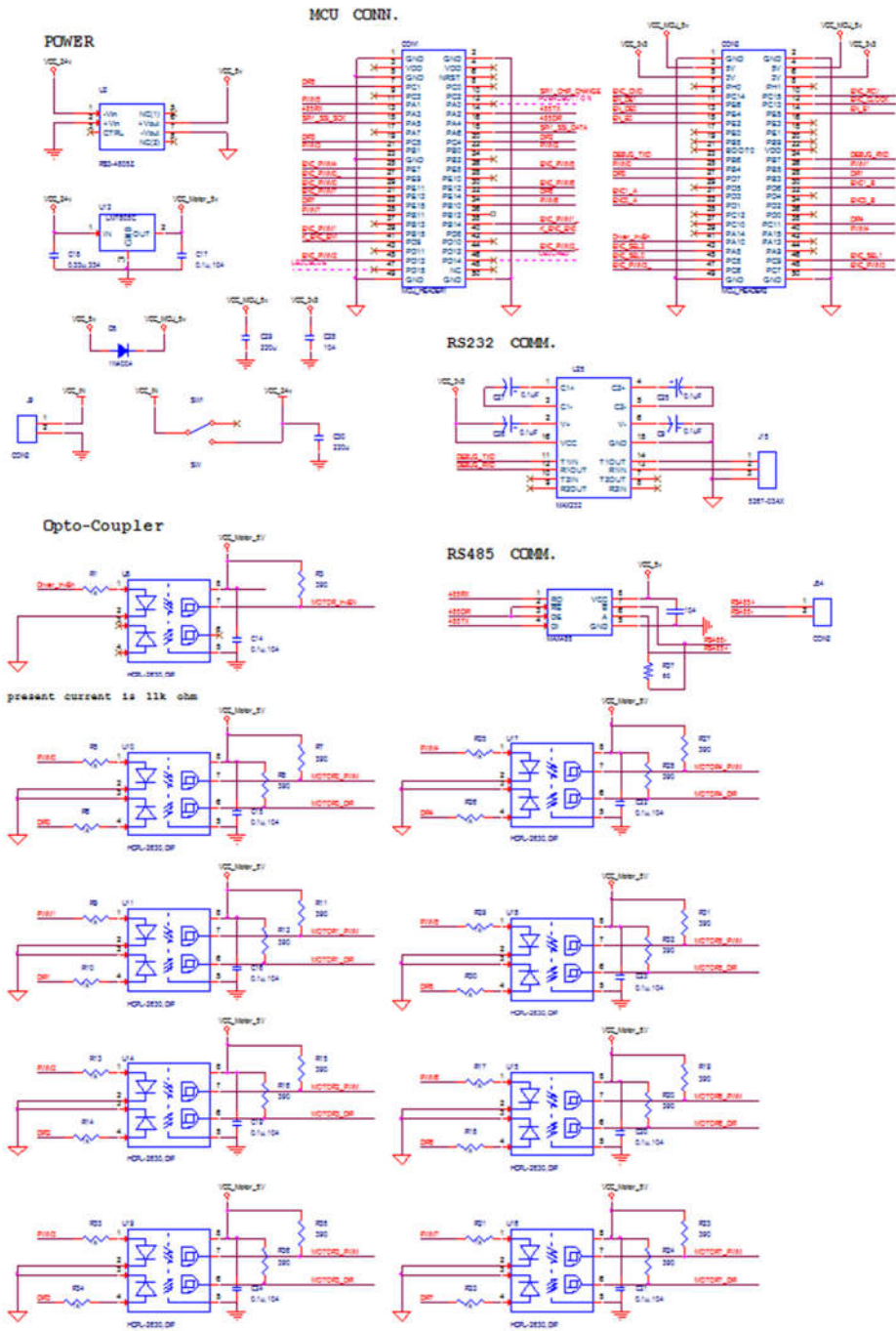


그림 3-31. 자동화된 상체고정장치 제어기 회로도 1



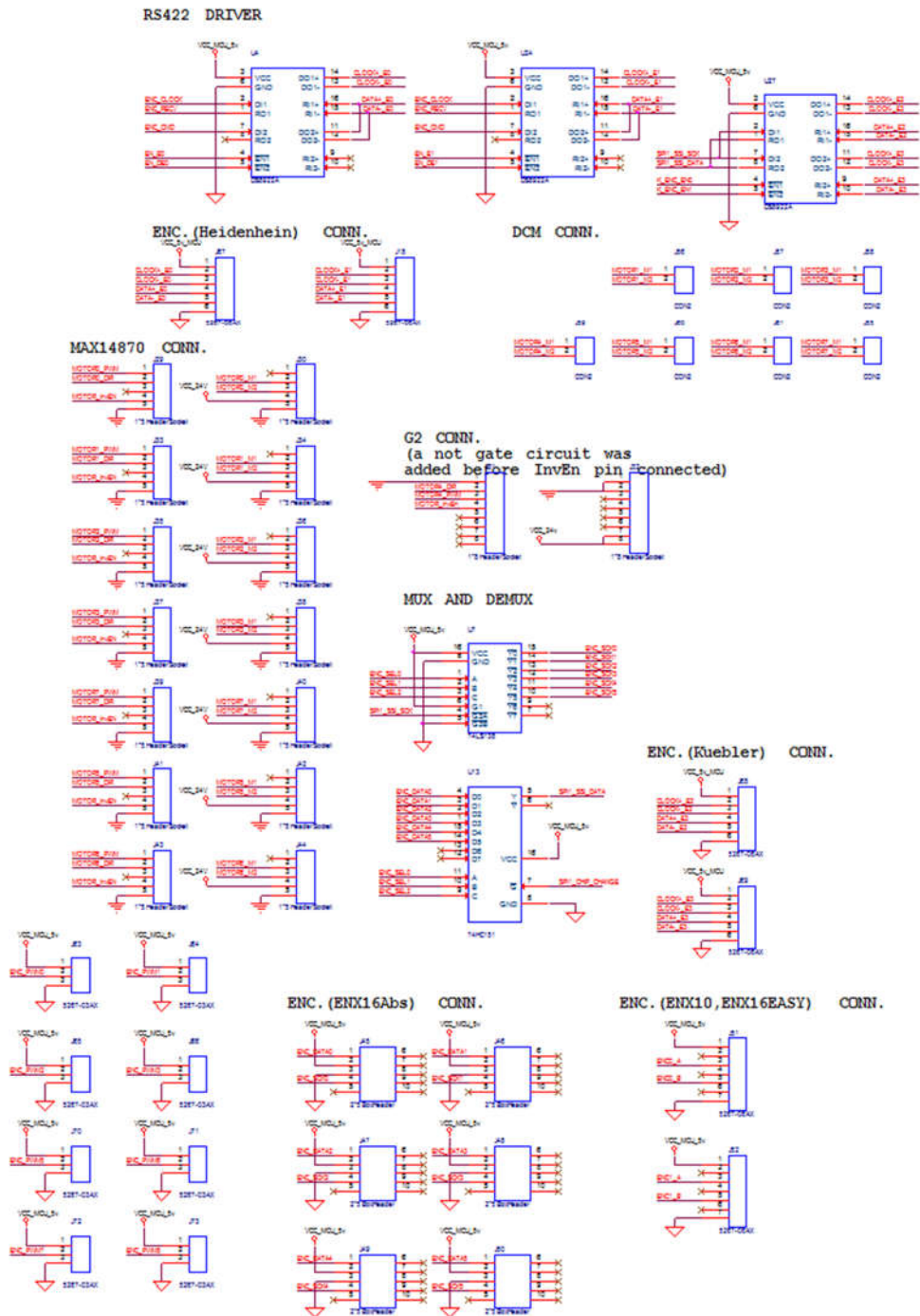


그림 3-32. 자동화된 상체고정장치 제어기 회로도 2

## 참고 문헌

- [1] 박성환, “유방암백서”, 한국유방암학회, 2017.
- [2] <http://www.kbcs.or.kr/sub12/sub02.html>, 한국유방암학회
- [3] <https://civcort.com/ro/breast-positioning/breastboards/cqual-breastboard-B1.htm>, CIVCO
- [4] 최지원, “의료용 C-arm 과 상체고정장치의 자동 위치 복귀 시스템 개발에 관한 연구”, 서울대학교 융합과학기술대학원, 2015.
- [5] W. Chen, Q. Chen, R. Liu, J. Zhang, “Homing algorithm analysis for a cable-driven 3-DOF shoulder joint”, Industrial Informatics (INDIN) 2012 10th IEEE International Conference on. IEEE, 1170-1175., 2012.
- [6] Encoder application handbook, Danaher industrial controls, Gurnee, IL, [online]. Available : [https://www.dynapar.com/uploadedFiles/Products/Danaher\\_Encoder\\_Handbook.pdf](https://www.dynapar.com/uploadedFiles/Products/Danaher_Encoder_Handbook.pdf), 2003.
- [7] [http://en.robotis.com/model/board.php?bo\\_table=print&sca=Smart+Actuators](http://en.robotis.com/model/board.php?bo_table=print&sca=Smart+Actuators)
- [8] S.-T. Wu, J.-Y. Chen, S.-H. Wu, “A rotary encoder with an eccentrically mounted ring magnet”, Instrumentation and measurement, IEEE Trans. 63 (8), 1907-1915., 2014.
- [9] D. Zheng, S. Wang, C. Hu, X. Zhao, “A Capacitive Rotary Encoder Based on Quadrature Modulation and Demodulation”, Instrumentation and Measurement, IEEE Trans. 64 (1), 143-153., 2015.
- [10] T. Zhang, L. Cui, H. Li, “A method of motor’ s absolute position detection based on the single fiber bi-directional technology”, Information and Automation(ICIA), 2014 IEEE International Conference on. IEEE, 644-647., 2014.
- [11] S. Wekhande, V. Agarwal, “High-resolution absolute position Vernier shaft encoder suitable for high-performance PMSM servo drives”, Instrumentation and measurement, IEEE Trans. 55 (1), 357-364., 2006.

- [12] T. Dziwinski, "A novel approach of an absolute encoder coding pattern" , Sens. J.IEEE 15 (1), 397-401., 2015.
- [13] H. Ai, L. Li, "The study of encoding principle and encoding disc design of a new-style vernier absolute encoder" , Electrical and Control Engineering(ICECE), 2011 International Conference on. IEEE, 3271-3273., 2011.
- [14] G. Ye, H. Liu, S. Fan, X. Li, H. Yu, B. Lei, Y. Shi, L. Yin, B. Lu, "Precise and robust position estimation for optical incremental encoders using a linearization technique" , Sens. Actuators. A: Phys. 232, 30-38., 2015.
- [15] H.-B. Lee, J.-H. Lee, S.-J. Lee, J.-S. Kim, "A study on 13bit rotary encoder of serial communication output using single bipolar magnet and detecting a displacement of single turn and multi turn" , 2011 8th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), 637-639., 2011
- [16] H. Zangl, M. Gallbrunner, G. Griesser, G. Brasseur, "A non-contact multi-turn angular position sensor" , Sensors for Industry Conference, 2004. Proceedings the ISA/IEEE. IEEE, 2-6., 2004.
- [17]<http://www.techbriefs.com/component/content/article/23-ntb/features/feature-articles/9679>.
- [18]<http://www.optical-encoders.eu/multiturn-absolute-encoders.html>.
- [19] W.-J. Choi, M.-K. Yoon, Y.-B. Bang, H.-S Co, "Design and fabrication of high-power smart actuator module" , In System Integration (SII), 2011 IEEE/SICE International Symposium on. IEEE 434-439., 2011.
- [20] C.-J. Li, C.-H. Park, T.-Y. Choi, H.-M. Do, G.-H. Kim, "Propose of dual encoder system for improving accuracy of robot joint module" , Proceedings of the international conf. of manufacturing technology engineers, 83-83., 2014.
- [21] J. Choi, C.-H. Lee, Y.-B. Bang, "Initial positioning of a smart actuator using dual absolute encoders" , Control, Automation and Systems (ICCAS), 2013 13th International Conference on. IEEE, 1588-1592., 2013.
- [22] S. Lohmeier, T. Buschmann, H. Ulbrich, F. Pfeiffer, "Modular

joint design for performance enhanced humanoid robot LOLA” , Robotics and Automation,2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on. IEEE 88-93., 2016.

[23] J.P. Gazeau, S. Zeghloul, M. Arsicault, J.P. Lallemand, “The LMS hand: force and position controls in the aim of the fine manipulation of objects” , Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on. IEEE, 2642-2648., 2001.

[24] V. Lebastard, Y. Aoustin, F. Plestan, “Estimation of absolute orientation for a bipedal robot: experimental results” , IEEE Trans. Rob. 27 (1), 170-174., 2011.

[25] L. Fang, M. Luo, J. Chen, P. Wang, “Dual-arm robot modular joint design and error analysis” , In Mechatronics and Automation"(ICMA), 2014 IEEE International Conference on. IEEE, 1300–1305., 2014.

[26] K.-M. Lee, J.-W. Choi, Y.-B. Bang, “Shaft position measurement using dual absolute encoders” , Sens. Actuators. A: Phys. 238, 276–281., 2016.

[27] S. Nasu, M. Wada, “A new absolute angle detection system and its application for angle measurement of ACRO-DD” , In System Integration (SII), 2016 IEEE/SICE International Symposium on. IEEE, 278–283., 2016.

[28]

<https://www.maxonmotor.com/maxon/view/product/sensor/encoder/ENX/ENX16EASY/ENX16EASY05>

[29]

[https://fmcc.faulhaber.com/details/overview/PGR\\_19102\\_19701/PG\\_R\\_19701\\_13802/en/GLOBAL/](https://fmcc.faulhaber.com/details/overview/PGR_19102_19701/PG_R_19701_13802/en/GLOBAL/)

## Abstract

# Development of an Actuation System for Automatic Immobilization Boards for Breast Cancer Radiotherapy

Taehyeong Gu

Program in Biomedical Radiation Sciences  
Graduate School of Convergence Science and Technology  
Seoul National University

Radiation therapy for breast cancer is conducted a total of 28-33 times and is generally administered once a day over a period of 6-7 weeks. In order to correctly expose the tumors to radiation, the patient setup should be the same every time; for this reason, an immobilization board is utilized. An immobilization board for breast cancer radiotherapy has many possible manual adjustments, but usually only 2-3 adjustments are used, so as to quickly fix the patient setup. However, for proper radiation therapy, the system of adjustments should be configured in a precise way. If it were possible to automatically set all the adjustments to each patient's specific setup as initially configured, then it would take less time to fix each patient, and the radiotherapy could be administered more precisely by employing all the necessary adjustments.

This study aims to remodel and automate a currently used

immobilization board. The main focus is on developing an actuation system to drive the adjustments. Company C' s immobilization board, which is widely used in hospitals, is employed as the base frame. In designing the actuation system, its metal parts were specifically placed so that metal artifacts do not appear while the CT scan is being conducted. This study proposes a dual absolute encoder measurement and purposefully applies this method to the adjustments. The automation of an immobilization board with this system is demonstrated through prototyping and experimentation.

**Keywords** : breast board, automation, dual absolute encoder, breast cancer, radiation therapy

**Student Number** : 2016–26045